Aus der Abteilung für Strahlentherapie und Nuklearmedizin
des Städt. Rudolf-Virchow-Krankenhauses Berlin
Chefarzt: Priv.-Doz. Dr. med. W. Schumacher

ÜBER DAS GEOMETRISCHE AUFLÖSUNGSVERMÖGEN IN DER KLINISCHEN SZINTIGRAPHIE

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der ehem.
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

1970

vorgelegt von
Hans-Georg Dinglinger
aus Flatow

Aus der Abteilung für Strahlentherapie und Nuklearmedizin
des Städt. Rudolf-Virchow-Krankenhauses Berlin
Chefarzt: Priv.-Doz. Dr. med. W. Schumacher

ÜBER DAS GEOMETRISCHE AUFLÖSUNGSVERMÖGEN IN DER KLINISCHEN SZINTIGRAPHIE

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der ehem.
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Hans-Georg Dinglinger
aus Flatow

ehem. Dekan: Professor Dr. med. Herbert L a x

Referent: Professor Dr. med. Helmut E r n s t

Korreferent: Professor Dr. med. Karl zum W i n k e l

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der ehem. Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin.

Promoviert am: 27.11.1970

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Teil I: Einführung und Literaturdiskussion	
1.0 Einleitung	1
1.1 Prinzipielle Vorbemerkung	2
2.0 Kollimatoren und deren Geometrie	4
2.1 Ein-Kanal-Kollimator mit zylindrischer Bohrung	5
2.2 Ein-Kanal-Kollimator mit konischer Bohrung	6
2.3 Mehr-Kanal-Kollimatoren	8
3.0 Auflösungsvermögen	10
4.0 Septendurchstrahlung	12
Teil II: Eigene Messungen	
1.0 Vorversuch	17
1.1 Registrierverfahren	19
2.0 Kriterien zur Ermittlung der geometrischen Unschärfe	20
3.0 Hauptmessung	21
3.1 Meßplatz	21
3.2 Methode	24
3.3 Auswertung	24
4.0 Ergebnis	29
5.0 Praktisches Beispiel	32
6.0 Schlußfolgerung	34
7.0 Literaturangaben	35
Diagramme	
8.0 Zusammenfassung	39
Lebenslauf	

Teil I, Einführung und Literaturdiskussion

1.0 Einleitung

Seit MAYNEORD im Jahre 1952 sein "automatisches Verfahren zur Untersuchung der Aktivitätsverteilung in Quellen ionisierender Strahlen" veröffentlichte, ist die moderne Diagnostik ohne die Anwendung der Szintigraphie nicht mehr denkbar.

Mit der Verbesserung der Methode, der apparativen Voraussetzungen und der Einführung einer größeren Zahl verschiedener Radionuklide wurde die Anwendung der Szintigraphie, die relativ lange nur auf die Schilddrüse beschränkt war (MAYNEORD und NEWBERRY 1952, CASSEN und Mitarbeiter 1951) auch auf andere Organe und Organsysteme ausgedehnt (BRUCER 1958, BAUER und YUHL 1954, STIRRETT und Mitarbeiter 1954, SWEET und BROWNELL 1955).

In der klinischen Routine wird heute eine Anzahl recht verschiedener, sogenannter Szintiscanner verwendet. Ihre Güte hängt von einer Vielzahl technischer Parameter ab. Die meisten von ihnen beeinflussen die Betriebssicherheit, Art der Bedienung, Registrierverfahren usw. Entscheidend für den Aussagewert des Szintigramms sind jedoch die vom Strahlendetektor gelieferten Primärinformationen.

Der Detektor selbst und seine "Optik", der Kollimator, sind für den geometrischen Wirkungsgrad und das Auflösungsvermögen und somit für die Erkennung bzw. Darstellung kleinvolumiger Bezirke unterschiedlicher radioaktiver Konzentration von ausschlaggebender Bedeutung.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den Einfluß des Kollimators auf die Abbildung zu diskutieren und an einem

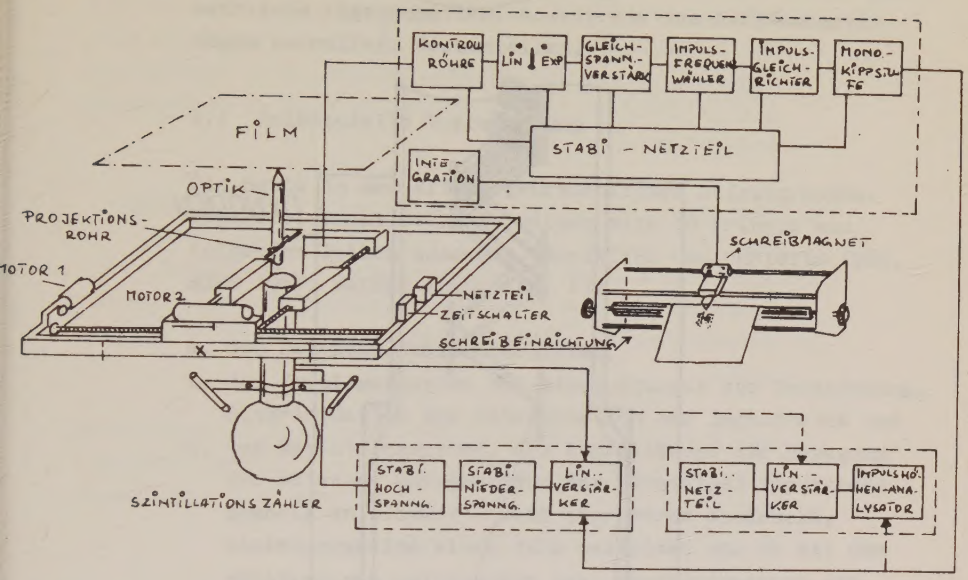


Abb. 1 : Schema eines Szintiscanners
(Szintiphot, PHILIPS)

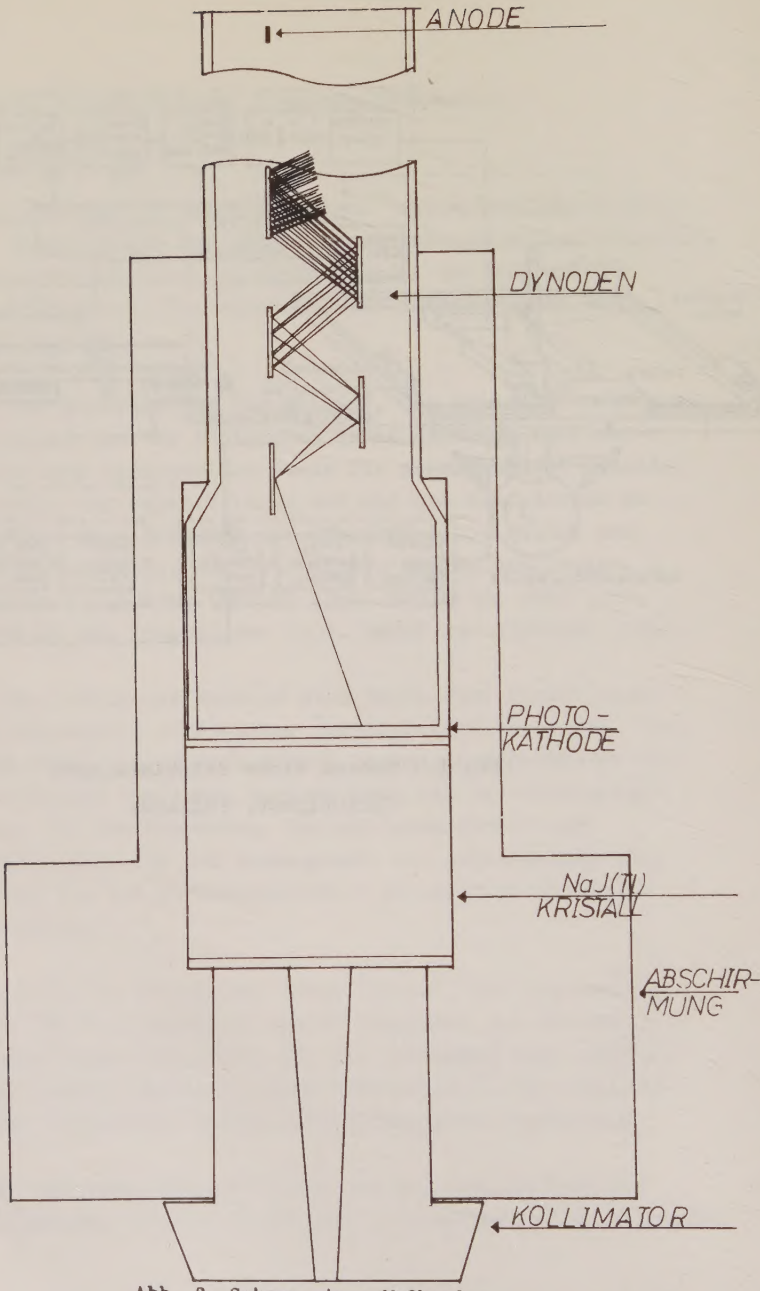


Abb. 2: Schema eines Meßkopfes

speziellen Kollimator durch eigene Messungen dessen geometrische Eigenschaften, soweit sie das Auflösungsvermögen betreffen, darzustellen.

1.1 Prinzipielle Vorbemerkung

Die heute in der Klinik gebräuchlichen Szintigraphieapparate, Szintiscanner, setzen sich im Prinzip aus folgenden Teilen zusammen (MacINTYRE und CHRISTIE 1962, HINE 1967, WALTER 1960; Abb. 1):

a. dem Detektor-Kollimatorsystem,
b. dem Impulsmeßsystem mit Einrichtungen zur Verstärkung, Diskrimination und Determination der Impulsraten und
c. dem Registriersystem, das korrelierend zur Bewegung des Detektor entsprechend der jeweiligen Impulsrate Symbole in schwarz - weiß oder Farbe ausdruckt, beziehungsweise einen Film belichtet und so mit dem entstandenen Szintigramm bzw. Photogammagramm ein Flächenbild der räumlichen Aktivitätsverteilung des interessierenden Gebietes liefert.

Die Qualität des Szintigrammes, und damit sein diagnostischer Aussagewert, hängt wesentlich von dem Detektor-Kollimatorsystem und sekundär von der Registriereinrichtung ab, während die Elektronik des Meßteiles in jedem Fall für klinische Belange ausreichend genau und schnell, in gewissen Fällen mit einer Verzögerung von 10^{-8} Sekunden, arbeitet. Daher kann eine eventuelle Qualitätsminderung durch diesen Teil des Scanners vernachlässigt werden.

Der Eingang eines Szintiscanners besteht aus drei Teilen, die ihrerseits die primären Grenzen für die Güte des Resultats festlegen. Es sind dies (Abb. 2):

1. als strahlenempfindliches Element meist ein thalliumaktivierter Natriumjodid - Kristall (NaJ/Tl), der als Szintillationskristall arbeitet. Diese Kristalle sind außerordentlich strahlenempfindlich, eine Eigenschaft, die das Arbeiten mit geringen Aktivitäten am Patienten ermöglicht;

2. eine gute Abschirmung gegen unerwünschte Strahlung aus dem "Untergrund", den sogenannten Nulleffekt, und aus den nicht interessierenden Anteilen des Untersuchungsobjektes. Diese Abschirmung umgibt den Kristall an den Seiten, während sich an der Objektseite

3. der Kollimator befindet, dessen Aufgabe in Abschirmung und Auflösung der Objektoberfläche in kleine Flächen, die nacheinander respektive kontinuierlich abgetastet werden, besteht.

Die Fokussierung der ursprünglich kugelsymmetrischen Empfindlichkeitsverteilung wird im Prinzip dadurch erreicht, daß ein Kollimator aus strahlenundurchlässigem Material hergestellt wird, in den entsprechende Öffnungen für den Strahlendurchtritt gebohrt sind.

> "Der erste Kollimator für Gammastrahlen wurde vermutlich von einem Physiker gebaut, der durch ein dickes Stück Blei ein schmales Loch bohrte, um so ein 'Bündel' von Gammastrahlen zu definieren, wie es mit Licht getan wurde. Wenn das Loch schmal genug war, um ein sehr enges Bündel Strahlen durchzulassen, dann traten nur relativ wenige Strahlen durch die Öffnung. Es folgte der notwendige Kompromiß, der seither die Benutzer von Kollimatoren plagt.

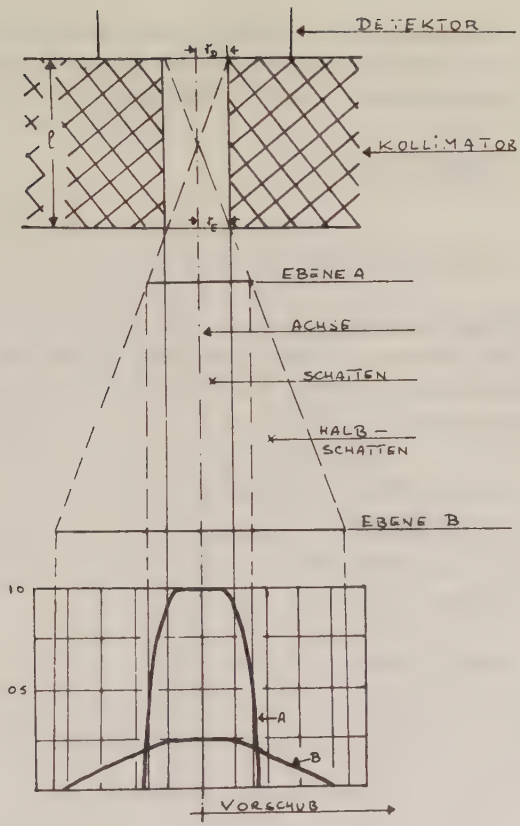


Abb. 3: Zylindrischer Kollimator mit Geometrie. In der Abbildung sind die Impulsraten gegen den Vorschub in den Ebenen A und B aufgetragen. Man beachte die Vergrößerung des Halbschattens bei zunehmender Entfernung vom Kollimator.

Das Loch wurde vergrößert, so daß die notwendige Anzahl Strahlen durchtreten konnte, und das Bündel wurde divergent."
(zitiert und übersetzt nach HARRIS und Mitarbeiter, 1962.)

2.0 Kollimatoren und deren Geometrie

Aus diesem einfachen Kollimator ist eine Vielzahl verschiedenster Formen entwickelt worden, von denen die wichtigsten im Folgenden aufgezählt seien (nach KAKEHI, 1959):

I Ein - Kanal - Kollimator

- a. zylindrische Bohrung
- b. konische Bohrung - nach unten
  - nach oben

II Mehr - Kanal - Kollimator

- A. Fokussierend
  - 1. Honey cone (bis zu mehreren hundert Kanälen)
    - a) kreisförmige Kanäle
    - b) hexagonale Kanäle
  - 2. Spiral plug (Miller)
  - 3. Slit plug (Miller)
- B. Nicht fokussierend - Scott cone

III Schlitz - Kollimator

Für alle diese Kollimatoren gelten bestimmte Merkmale, die sich aus der Geometrie ergeben. Sie seien für diejenigen Kollimatoren, die in der klinischen Szinti-

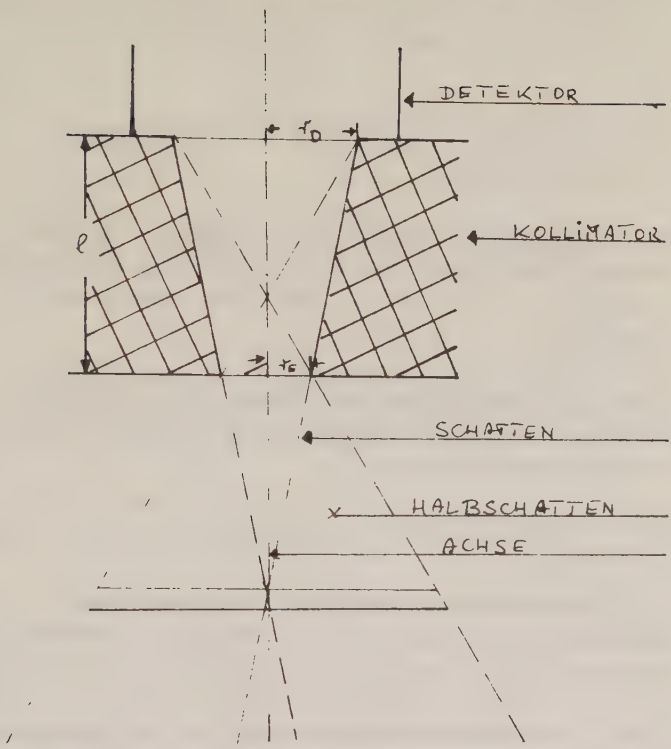


Abb. 4: Konischer Kollimator mit Geometrie

graphie Verwendung finden, erläutert. Die Ausführungen stützen sich dabei auf Veröffentlichungen von HARRIS und Mitarbeitern 1962, BROWNELL 1958, 1959 und 1964, MYHILL und HINE 1951 und MYHILL 1961.

2.1 Ein - Kanal - Kollimator mit zylindrischer Bohrung (Ia)

Es sei angenommen, daß an der Stirnseite eines Detektors sich ein Block aus Gammastrahlen absorbierendem Material befinde, der zylindrisch durchbohrt sei (Abb. 3).

Dann gilt: der Radius der oberen, also Detektor-Öffnung ist gleich dem Radius der unteren, also Eintritts-Öffnung, d.h.

$$r_E = r_D \qquad \text{und} \qquad r_E : r_D = 1.$$

Die Strahlenquelle bewege sich auf einer Ebene parallel zum Kollimator, d.h. senkrecht zu seiner Achse.

Verlängert man die Zylinderkanten bis zur Quellenebene, so ergibt sich um die Mittelachse ein Kreis mit dem Durchmesser $2r_E$, der sogenannte Schatten.

Werden von der Kante der Detektoröffnung Diagonalen zur Kante der Eintrittsöffnung gezogen und darüber hinaus bis zur Quellenebene verlängert, so ergibt sich ein zweiter Kreis um die Mittelachse , der sogenannte Halbschatten.

Wird eine Punktquelle, d.h. ein radioaktives Präparat mit sehr geringem Durchmesser in dieser Ebene auf die Kollimatorachse hin vorgeschoben, so spricht der Detektor solange nicht an, wie sich die Quelle außerhalb des Halbschattens befindet. Bewegt sich das Präparat aber durch den Halbschatten in Richtung Schatten, so wird eine steigende Impulsrate registriert werden. Im Bereich des Schattens zeigt die Registrierung einen gleichbleibenden Maximalwert an, da hier die gesamte von der Detektoröffnung des Kollimators freigelassene Detektorfläche zur Strahlenaufnahme zur Verfügung steht.

Es ergibt sich bei Kollimatoren dieser Bauart, daß bei steigendem Kollimator - Quellen - Abstand der Halbschatten bei konstantem Schatten zunimmt und damit eine zunehmende Unschärfe auftritt.

Die beiden Kurven unter dem Kollimator in der Abbildung 2 mögen dies noch einmal graphisch deutlich machen.

Diese Divergenz im "Gesichtsfeld" eines Kollimators gilt es, klein zu halten. Einmal wäre das möglich durch Vergrößerung der Länge des Kollimators. Dadurch erreicht man zwar eine Verkleinerung des Halbschattens, aber auch eine Herabsetzung der in der Zeiteinheit auf den Detektor treffenden Quanten, so daß mit abnehmender Unschärfe ein zunehmender Empfindlichkeitsverlust in Kauf genommen werden muß.

2.2 Ein - Kanal - Kollimator mit konischer Bohrung (Ib)

Eine zweite Möglichkeit ist die Verkleinerung des Radius der Eintrittsöffnung (r_2). Geometrisch ent-

spricht dies dann einem umgedrenten Kegelstumpf, und für die Radien gilt:

$$r_E < r_D \quad \text{und} \quad r_E : r_D = 1 \text{ (Abb. 4).}$$

Nach BROWNELL ergeben sich hier dann folgende Beziehungen:

a. die geometrische Leistungsfähigkeit g_o ist für beide Kollimatorarten gleich;

$$g_o = r_D^2 / 16 \; l^2.$$

b. Das Auflösungsvermögen d dagegen hat sich verbessert. Für den zylindrischen Kollimator ist $d = 4.00 \; r_D$, während für den konischen Kollimator gilt $d = 1.75 \; r_D$.

Diese Zahlenangaben gelten für die Beziehung $r_E = 1/2 \; r_D$, sind aber mutatis mutandis auch für andere Beziehungen r_E/r_D anwendbar.

Wenn man für beide Kollimatortypen die Isoresponsekurven (= Isoempfindlichkeitskurven) (Abb. 5) vergleicht, dann ist noch ein wesentlicher Unterschied zu bemerken, der sich auch aus den schon angeführten Daten zwanglos ableiten läßt.

Die 100% Isoresponse liegt beim zylindrischen Kollimator in der Ebene der Eintrittsöffnung, während sie beim konischen Kollimator in einiger Entfernung vom Kollimator, praktisch im Schnittpunkt der Kegelstumpfkanten, liegt.

Das tatsächliche Auflösungsvermögen weicht aber gegenüber dem aus der Geometrie berechenbaren erheblich ab,

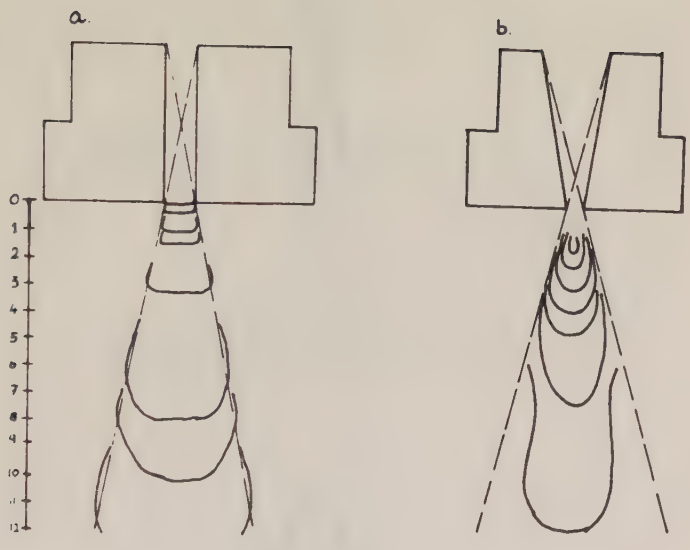


Abb. _: Isoresponsekurven eines zylindrischen (a) und eines konischen (b) Kollimators.

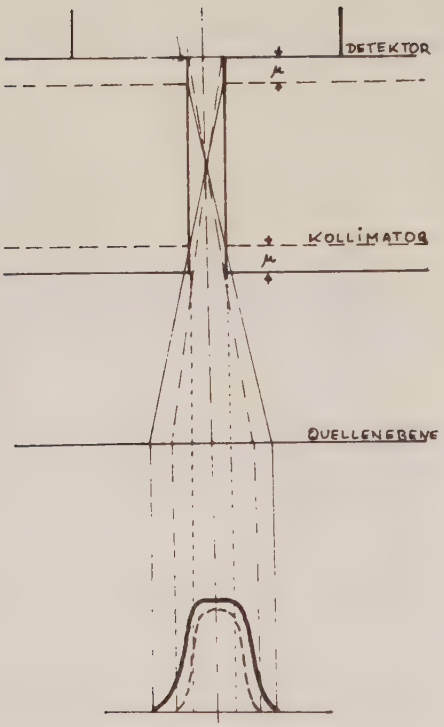


Abb. 6: Einfluß der Septendurchstrahlung auf die Kollimatorgeometrie. μ = mittlere freie Weglänge der Gammaquanten in Materie nach MATHER 1957.

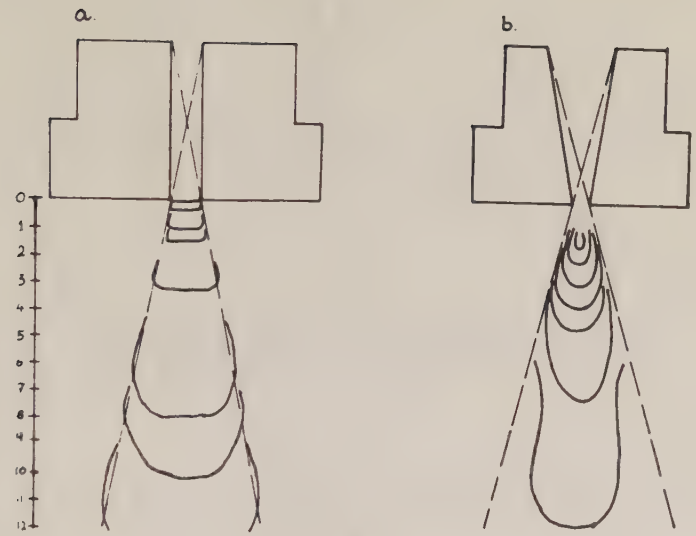


Abb. 5: Isoresponsekurven eines zylindrischen (a) und eines konischen (b) Kollimators.

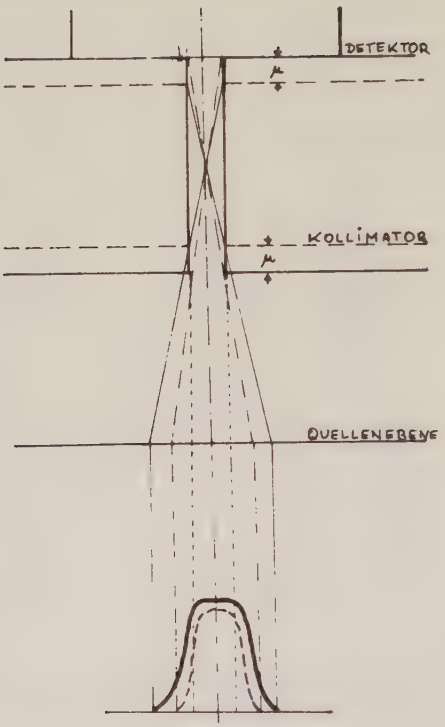


Abb. 6: Einfluß der Septendurchstrahlung auf die Kollimatorgeometrie. μ = mittlere freie Weglänge der Gammaquanten in Materie nach MATHER 1957.

bedingt durch diejenige Gammastrahlung, die die Abschirmung, besonders an den Kanten, durchdringt. Nach MATHER, zitiert bei MYHILL und HINE 1951, MYHILL 1961 und BECK 1954, gelten für einen Ein - Kanal - Kollimator diejenigen geometrischen Beziehungen, die durch Abtragen einer Schicht von beiden Seiten eines Kollimators entstehen, wenn diese Schicht in ihren Dimensionen der mittleren freien Weglänge der Gammaquanten in diesem Material entspricht (Abb. 6).

Diese Strahlenpenetrierung durch die Abschirmung ist eine Funktion der vorliegenden Energie der Gammastrahlen und der Dichte des Abschirmmaterials. Sie spielt eine erhebliche Rolle bei den noch zu besprechenden Mehr - Kanal - Kollimatoren und wird deshalb im Anschluß daran noch näher besprochen.

2.3 Mehr - Kanal - Kollimatoren (II A 1 a & b)

Auf der Suche nach weiteren Möglichkeiten zur Verbesserung der Kollimation unter Erhaltung und möglicher Verbesserung auch der Detektorempfindlichkeit wurde erstmalig 1952 von NEWELL und Mitarbeitern ein Mehr - Kanal - Kollimator in die Szintigraphie eingeführt (Abb. 7).

Grundsätzlich besteht der Mehr - Kanal - Kollimator aus einer Anordnung von einigen bis mehreren hundert - 253 Kanäle beschrieben von BECK 1951 - konischen Kanälen. Diese Kanäle sind derart gebohrt, daß ihre Mittelachsen sich in einem Punkt auf der Hauptachse schneiden, dem Fokus. Ihre Halbschattenränder konvergieren in einer Ebene kreisförmig um diesen Fokus.

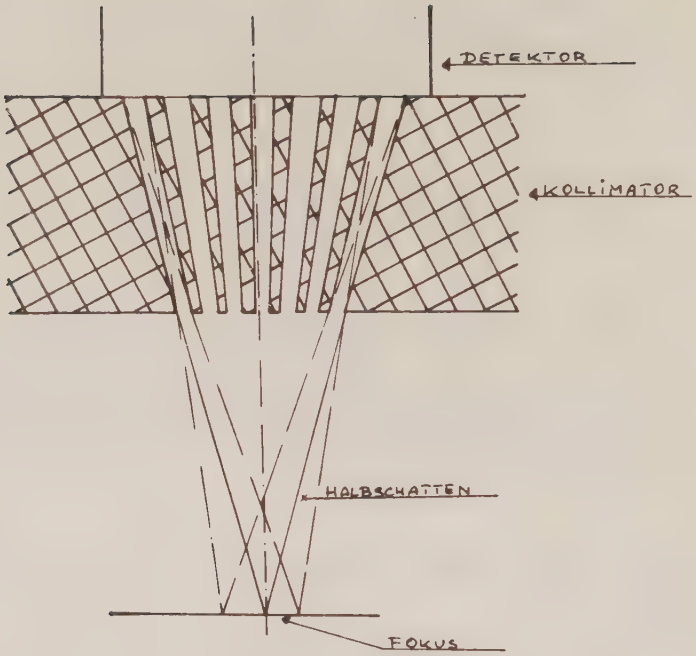


Abb. 7: Mehr-Kanal-Kollimator, Geometrie.

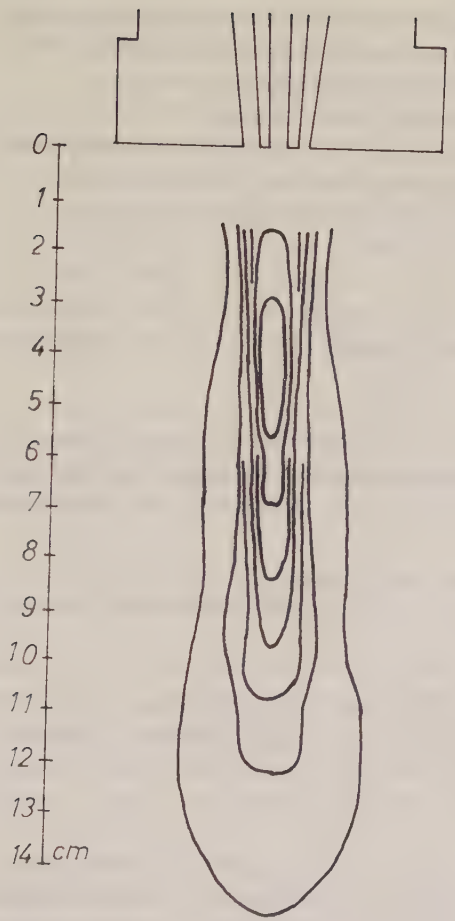


Abb. 8: Mehr-Kanal-Kollimator,
Isoresponselinien.

Nach diesen geometrischen Eigenschaften wird der vorliegende Typ eines Mehr - Kanal - Kollimators auch "fokussierender" Kollimator genannt.

Da die Detektorempfindlichkeit bei konstanten Detektormaterialwerten und Aktivität von der Zahl der auf die Detektoroberfläche auftreffenden Gammastrahlen (OESER, ERNST und MOTZKUS 1964) abhängt, gilt es, diese möglichst groß zu halten. Die zur Verfügung stehende Fläche errechnet sich aus dem Produkt aus der Fläche der einzelnen Detektoröffnung und der Anzahl Kanäle.
Es gilt also:

$$r_D^2 \times n = F_D$$ (n = Anzahl Kanäle und F_D = Detektorfläche).

Daraus folgt, daß die Detektorempfindlichkeit durch steigende Anzahl Kanäle vergrößert werden kann und der limitierende Faktor die Größe des Detektorkristalls ist.

Die einzelnen Kanäle werden begrenzt und voneinander getrennt durch Septen, die wie die Kanäle nach unten schmaler werden.

Betrachtet man, vergleichend mit zylindrischem und konischem Kollimator, die Isoresponsekurven eines fokussierenden Kollimators, so fallen erhebliche Unterschiede auf (Abb. 8).

Die von den Ein - Kanal - Kollimatoren bekannte Isoresponsekurve 100% ist hier zu einem Punkt zusammengeschrumpft, der sich in relativ großer Entfernung vom Kollimator befindet. Um diesen Punkt gruppieren sich,

mit zunehmendem Abstand von ihm in fallenden Werten, die anderen Kurven derart, daß sie nicht zum Kollimator hin offen sind.

Das bedeutet, daß alle außerhalb des Fokus liegenden Aktivitäten mit weniger als der maximalen Empfindlichkeit registriert werden.

Im Experiment ergibt sich dann für die Registrierung einer Punktquelle, die auf der Kollimatorachse von einem Punkt oberhalb des Fokus zum Fokus und gegen einen Punkt unterhalb des Fokus vorgeschoben wird, zuerst ein Anstieg der Impulsrate bis zu einem Maximum, wenn sich die Quelle im Fokus befindet, und dann wieder ein Abfall ähnlich der Kurven in Abb. 2.

Für die klinische Praxis bedeutet das, daß auch Organe, die nicht unmittelbar - wie die Schilddrüse - an der Oberfläche liegen, noch unter Ausnutzung größter Empfindlichkeit untersucht werden können.

3.0 Auflösungsvermögen

Alle bisher beschriebenen Kollimatoren sind durch bestimmte konstruktive und experimentell zu ermittelnde Parameter gekennzeichnet. Diese bestimmen die Qualität des Resultats, d.h. in der klinischen Untersuchung die diagnostische Verwertbarkeit eines Szintigrammes.

Die Aussagekraft eines Szintigrammes, die Deutung umschriebener Bezirke mit Aktivitätsverteilungen, die von der Umgebung abweichen, und deren Ursache - medizinisch im Sinne pathologischer Veränderungen, oder physikalisch

als Impulsstatistik - hängt erheblich von dem Auflösungsvermögen des entsprechenden Kollimators ab.

Allgemein ist das Auflösungsvermögen eines Kollimators diejenige Eigenschaft, die eine Detailerkennbarkeit auch in kleinen Dimensionen - cm bis mm - ermöglicht, d.h. die es gestattet, auch kleine Bezirke, die relativ nahe beieinander liegen, noch getrennt voneinander und gegen die Umgebung abzugrenzen und scharfe Kanten scharf zu erkennen.

Nach BROWNELL 1964 und BROWNELL und Mitarbeiter 1951 wird die Auflösung definiert als: der Abstand zwischen Punkten halber Intensität in der Vorschubebene einer Quelle, angegeben als FWHM, d.h. "full width at half maximum".

Bei DEWEY und SINCLAIR 1961 findet sich als Maß für die Auflösung: die doppelte Entfernung, um die sich ein Kollimator von der Kante einer kreisförmigen Quelle entfernen muß, um die Impulsrate auf 50% der über der Quelle gemessenen Aktivität abfallen zu lassen.

Von diesen Autoren wird noch eine "spezifische Auflösung" angegeben, die der Punkt sei, an dem die Auflösung gleich dem Durchmesser der Quelle ist.

PRÄG definiert die Auflösung als diejenige Strecke, die der Entfernung r zweier Aktivitätskanten, die voneinander durch ein aktivitätsfreies Band getrennt sind, entspricht, bei der die Impulsrate auf 50% des Präparateffektes - d.h. der präparatspezifischen Impulsrate - abgesunken ist.

Diese Definitionen stehen alle im Zusammenhang mit und sind mehr oder weniger abgeleitet von der aus der Optik

bekannten Definition der Auflösung, die bekanntlich demjenigen Abstand zweier Punkte entspricht, der bei gegebener Entfernung die beiden Punkte noch als einzelne zu erkennen gestattet.

Es wird also, um noch einmal zusammenzufassen, an den Kollimator die Aufgabe gestellt, zwei möglichst dicht nebeneinander liegende Punkte mit zur Umgebung unterschiedlicher Aktivitätsverteilung getrennt zu "sehen" und konsequenterweise an den Registriermechanismus das "Gesehene" auch exakt wiederzugeben. Diese Forderung besteht aber ebenso für Aktivitätssprünge an Kanten, wie sie ja jedes Organ hat. Diese sollen möglichst genau erfaßt und unverzerrt wiedergegeben werden.

Es läßt sich aus den oben gezeigten Abbildungen (2, 3, 7) ableiten, daß das Auflösungsvermögen eines Kollimators primär eine Funktion seiner geometrischen Eigenschaften ist.

Definiert man Auflösung als Abbildungsschärfe, dann folgt, daß mit größer werdendem Halbschatten die Unschärfe zunimmt.

Die Geometrie ist aber nicht der einzige abbildungsverschlechternde Faktor.

4.0 Septendurchstrahlung

Eine wesentliche Rolle spielt die schon erwähnte Septendurchstrahlung der Gammaquanten.

Bisher wurde angenommen, daß das Kollimatormaterial für Gammastrahlen undurchlässig sei. Die Größe der optischen

Dichte für Gammastrahlen ist aber abhängig von der Energie der Strahlen und von Materialkonstanten, deren wichtigste die spezifische Dichte und der sogenannte Verdünnungskoeffizient - attenuation coefficient - sind.

Nach HARRIS und Mitarbeitern 1962 kann die Materialdurchstrahlung relativ leicht annähernd berechnet werden, wenn die Intensität der auftreffenden Strahlung bei gegebener Energie und die Materialkonstanten bekannt sind.

Es gilt dann:

$$I = I_o e^{-\mu x}.$$

Dabei steht I_o für die Intensität der auftreffenden Strahlen bei gegebener Energie, I für die Intensität der durchtretenden Strahlen bei derselben Energie, e ist die Basis des natürlichen Logarithmus, x die Dicke des Materials in Zentimetern und μ die Verdünnungskonstante.

Diese Verdünnungskonstante ist ein Produkt der spezifischen Dichte und des Massenabsorptionskoeffizienten, der aus der Summe der Absorptionskoeffizienten für Photo-, Compton- und Paarbildungseffekt zusammengesetzt ist.

Der wichtigste ist dabei der Absorptionskoeffizient für die Photonen, der in der Größenordnung der fünften Potenz der Ordnungszahl liegt.

Daraus folgt, daß mit steigender Ordnungszahl auch die Abschirmqualität eines Stoffes zunimmt bzw. die Material-

durchstrahlung abnimmt, sofern nicht eine niedrige spezifische Dichte den Vorteil hoher Ordnungszahlen wieder verringert.

Im Folgenden seien die Konstanten für Blei, Wolfram und Gold zusammengestellt:

Element	Ordnungszahl	spez. Dichte
Pb	82	11,34
W	74	19,3
Au	79	19,3

Hieraus ergibt sich, daß Gold entsprechend. der oben angeführten Gleichung die besten Eigenschaften als Abschirmmaterial besitzt und sich gut zur Herstellung von Kollimatoren eignen würde, wenn nicht die hohen Kosten dagegen sprächen.

DAVISSON (zitiert bei HARRIS et al. 1962 und MYHILL und HINE 1967) hat experimentell die Durchdringungsstrahlung an Blei, Wolfram und Gold bei verschiedenen Dicken und Energien ermittelt. Ihre Ergebnisse sind in der folgenden Tabelle (Nr. 1) zusammengestellt, wobei die durchdringende Strahlung in Prozent der auftreffenden angegeben ist.

Energie keV	1cm			2,5cm			5cm		
	Pb	W	Au	Pb	W	Au	Pb	W	Au
123 (Co^{57})	10^{-2}	"	"	"	"	"	"	"	"
160 (I^{133}; $Au^{?}$)	0.01	"	"	"	"	"	"	"	"
279 (Hg^{203})	0.7	0.09	0.045	$2\cdot10^{-4}$	$2\cdot10^{-4}$	"	"	"	"
320 (Cr^{51}; I^{131})	2.2	0.5	0.25	$8\cdot10^{-3}$	$2\cdot10^{-4}$	$7\cdot10^{-5}$	"	"	"
411 (Au^{198})	9	3.5	2	0.24	0.025	0.008	$14\cdot10^{-4}$	$5\cdot10^{-4}$	"
661 (Cs^{137}; I^{131})	30	17	14	4.8	1.2	0.7	0.23	0.014	0.005
1300 (Ga^{47})	53	31	35	19.5	7.6	6.5	3.9	0.58	0.46

Tab. 1: Durchdringungsstrahlung (nach DAVISSON)

Allgemein läßt sich aus der Tabelle folgern, daß mit abnehmender Energie auch der Abschirmwert für alle Stoffe größer wird.

Für Blei gilt insbesondere, daß bei Energien bis 160 keV die Eigenschaften eines aus diesem Material hergestellten Kollimators fast vollständig denen entsprechen, die aus seiner Geometrie theoretisch hergeleitet werden können. Bei Energien bis 400 keV muß die Septumdurchstrahlung bereits berücksichtigt werden in der Beurteilung eines Kollimators, und bei Energien über 400 keV wird die Septumdurchstrahlung zum dominierenden Faktor.

Bei Energien von etwa 300 keV bis 450 keV ist Wolfram als Kollimatormaterial besser geeignet. Es läßt sich aber auf Grund seiner Sprödigkeit wesentlich schlechter verarbeiten und vergrößert damit die Kosten.

Goldkollimatoren geben gute Resultate bis 700 keV und sind auch bei 100 keV noch den Bleikollimatoren eindeutig überlegen, wie HARRIS und Mitarbeiter zeigen konnten. Leider hat aber Gold den Nachteil, daß es zur Deckung der verschiedenen Währungen dient und daher schon im Materialpreis sehr teuer ist. So gibt es auch nur im Oak Ridge National Institute of Nuclear Science einen massiv goldenen Kollimator.

Mathematische Berechnungen zu diesem Problem der Septendurchstrahlung stellten unter anderen MATHER 1957 und MYHILL 1961 an und lieferten damit die Möglichkeit, weitere Kriterien zur Bestimmung von Parametern für Kollimatoren aufzustellen und diese zu vergleichen.

Mit der Septumdurchstrahlung existiert also neben dem Halbschatten eine weitere Kollimatoreigenschaft, die das Auflösungsvermögen verschlechtert.

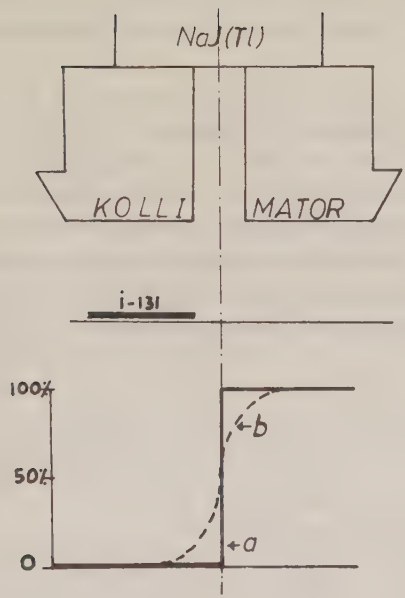


Abb. 9: Impulsratenverlauf bei Vorschub einer Strahlenquelle mit Kante.
a = idealer Verlauf
b = tatsächlicher Verlauf

Nun wurde schon angeführt, daß in den meisten Veröffentlichungen unter der Auflösung die Einzelerkennung kleiner, dicht nebeneinanderliegender Bezirke mit von der Umgebung unterschiedlicher Aktivität verstanden wird.

Daneben soll aber der Kollimator auch Aktivitätssprünge deutlich erkennbar machen, d.h. Organgrenzen und -kanten möglichst scharf darstellen. Gerade Organkanten können in der diagnostischen Verwertbarkeit eines Szintigramms zu großen Schwierigkeiten führen, wenn es um die Unterscheidung von Unschärfe, Impulsstatistik oder kleiner pathologischer Veränderung geht.

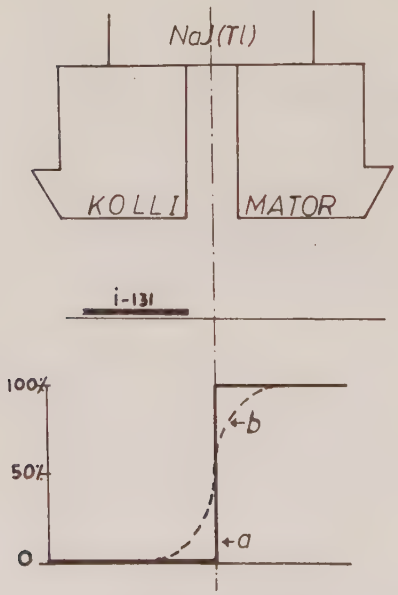


Abb. 9: Impulsratenverlauf bei Vorschub einer Strahlenquelle mit Kante.
a = idealer Verlauf
b = tatsächlicher Verlauf

Teil II, Eigene Messungen

1.0 Vorversuch

Es soll im folgenden Teil durch eigene Messungen das Problem der Unschärfe untersucht werden.

Wenn ein Objekt, in dem ein gammastrahlendes Nuklid verteilt ist, in aktivitätsfreier Umgebung szintigraphisch dargestellt werden soll, dann erwartet man für den Idealfall, daß entsprechend dem hohen Aktivitätsunterschied zwischen Umgebung und Objekt seine Begrenzung als scharfe Kante dargestellt wird.

Graphisch ergäbe sich eine Stufenfunktion, die nach Überschreiten der Kante steil von 0 auf 100% ansteigt (Abb. 9).

Auf einem Szintigramm würde dann von diesem 100%-Punkt ab die Signalrate konstant bleiben, und ein Photogammagramm würde eine maximale Schwärzung zeigen.

Dies ist in der Praxis nie gegeben.

In Vorversuchen wurde ermittelt, daß sich ohne zusätzliche elektronische Manipulation ein Aktivität beinhaltendes Objekt stets vergrößert darstellt.

Die Größenzunahme auf den Strichszintigrammen und Photogammagrammen gegenüber der tatsächlichen Größe ist aus der Tabelle Nr. 2 zu ersehen.

Zur Untersuchung wurde ein Szintiscanner PHILIPS XL 1500 verwendet.

Folgende Bedingungen wurden gewählt:
NaJ/Tl - Kristall 1" x 1"
Abtastgeschwindigkeit regelbar von 3,4 bis 13,1 mm/ sekunde
Zeilensprung 3 mm;
Kollimatoren: zwei konische à 6 und 10 mm Ø und ein Mehr-Kanal-Kollimator (Honey cone).
Quellen: eine Punktquelle von 3 mm Ø und eine Flächenquelle von 88 mm Ø
Gammastrahler: ^{131}J
Registrierung: linear, ohne Untergrundunterdrückung; es wurde gleichzeitig als Strichszintigramm ausgedruckt - maximale Frequenz des Stichels 100/sec - wie auch ein Röntgenfilm belichtet.

Die erhaltenen Werte wurden für eine mittlere Geschwindigkeit berechnet, die Einzelwerte sind im Anhang aufgeführt.

Kollimator	Wahrer Quellen-Durchm[mm]	Abgebild. Durchm[mm]		Unschärfe-Bereich[%]		Wahrer Quellen-Durchm.[mm]	Abgebild Durchm[mm]		Unschärfe-Bereich[%]	
		strich	photo	strich	photo		strich	photo	strich	photo
6mm Ø	3	17,25	18,25	470	504	88	91,06	90,38	34	3,2
10mm Ø	3	19,43	19,5	550	555	88	91,51	93,13	4	5,7
HONEY CONE	3	12,62	13,00	320	334	88	90,125	91,56	2,3	4,1

Tab. 2: Abbildungsgrößen in mm und Unschärfebereich in % zweier radioaktiver Quellen bei verschiedenen Kollimatoren.

Nach dem bisher gesagten kann diese Verzerrung verursacht sein einmal durch die Kollimation - Einfluß von Halbschatten und Septumdurchstrahlung -, zum anderen aber auch, und das ist bisher noch nicht erörtert worden, durch die Registrierung.

1.1 Registrierverfahren

Die beiden in der klinischen Szintigraphie üblichen Registriermethoden sind die Strichszintigraphie und das Photogammagrammverfahren.

Bei der Strichszintigraphie werden die Impulse pro Zeit und Fläche durch Symbole - Striche, Punkte oder Kreuze - auf Papier gedruckt. Da sich der Stichel gleichsinnig mit dem Meßkopf bewegt, erhält man auf dem Papier eine Abbildung der Aktivitätsverteilung.

Beim Photogammagrammverfahren wird ein Film belichtet. Die Leuchtdichte ist dabei aus phototechnischen Gründen primär nicht der Impulsrate proportional, sondern wird erst durch elektronische Manipulationen der Impulsrate linear angeglichen. Dieses Verfahren hat noch den Vorteil, daß der Film mit einer Röntgenaufnahme des interessierenden Gebietes versehen bzw. superponiert werden kann, um so zur Lokalisationsdiagnostik zu dienen.

Wie die Tabelle, aber auch die Erfahrung, zeigt, findet sich bei beiden Verfahren die Verzerrung der Ränder, d.h. Unschärfe der Aktivitätskanten.

Da es mit der Verbesserung der Registriermethoden möglich ist, den Registrierfehler sehr klein zu halten, ist und bleibt die Kollimation der entscheidende Faktor für die Bildgüte.

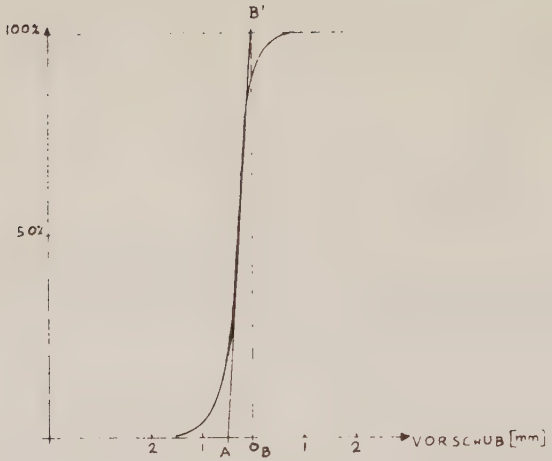


Abb. 10: Ermittlung der geometrischen Unschärfe (U_g): durch den Wendepunkt der Kurve wird die Tangente gelegt, die die Abszisse in A und die 100% - Linie in B' schneidet.
Von B' wird das Lot auf die Abszisse gefällt, man erhält B.
Dann entspricht die Strecke $\overline{AB}$ der geometrischen Unschärfe U_g in mm.

2.0 Kriterien zur Ermittlung der geometrischen Unschärfe

Wenn ein Scanner vom Standpunkt der klinischen Szintigraphie aus beurteilt wird, dann ist eines der Kriterien für seine Brauchbarkeit die Güte der Abbildung. Die Güte der Abbildung hängt aber, wie schon erwähnt, von der Kollimation ab. Daher wird in der Klinik ein Gerät in der Hauptsache nach den ihm zugehörigen Kollimatoren beurteilt.

Die Industrie stellt für die von ihr gelieferten Kollimatoren als Charakteristik jeweils eine Isoresponsekurve zur Verfügung, die für ein Punktpräparat gilt. Es bleibt dann dem Arzt überlassen, an Hand langer und komplizierter Berechnungen aus den Isoresponsekurven die Bedingungen für die ihn interessierenden Fälle zu ermitteln mit Methoden, die Physikern vorbehalten bleiben sollten.

Punktquellen kommen am Patienten so gut wie nie vor. Hier handelt es sich immer um Linien (Gefäße), Flächen und Volumina.

Aus diesem Grunde wird im Folgenden das Verhalten der Abbildungsgüte für einen bestimmten Kollimator an den verschiedenen Quellen unter verschiedenen Bedingungen untersucht.

Die Abbildungsgüte bezieht sich hier auf die Darstellung von Aktivitätskanten, ausgedrückt in Anlehnung an LÜTHY durch die geometrische Unschärfe - U_g - .

Diese geometrische Unschärfe wird auf folgende Weise ermittelt: eine Flächenquelle wird in einer bestimmten Ebene millimeterweise gegen die Achse des Kollimators vorgeschoben. Die jeweilige Impulsrate wird an einem Meßinstrument abgelesen. Diese Werte werden dann in

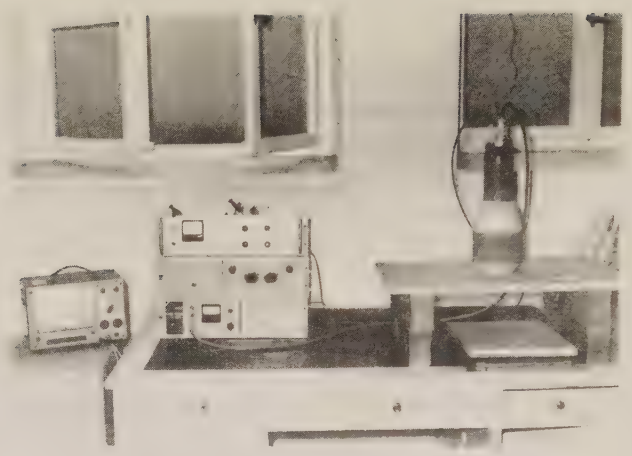


Abb. 11: Meßplatz

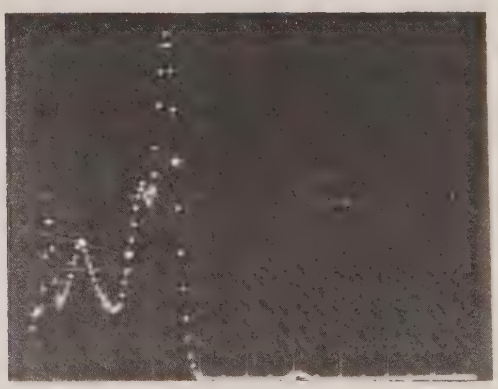


Abb. 12: Energiespektrum des Jod-131, gemessen mit einem 2"Ø x 2" NaJ(Tl)-Kristall, Viel-Kanal-Analysator SA 40 (INTERTECHNIK).

einem Koordinatenkreuz auf der Ordinate gegen den Vorschub auf der Abszisse aufgetragen. Die erhaltene Kurve hat einen s-förmigen Verlauf, d.h. sie steigt langsam an, hat einen steilen Mittelteil und geht dann etwas flacher gegen das Maximum. Es wird die Tangente durch den Wendepunkt gezogen. Sie schneidet die Abszisse in A und die 100% - Linie in B'. Dieser Punkt B' wird auf die Abszisse projiziert, man erhält B, und die Strecke AB ist das Maß für die geometrische Unschärfe (vgl. dazu Abb. 10).

3.0 Hauptmessung

3.1 Meßplatz

Der Meßplatz bestand aus Einheiten des Farbscanners XL 1501 (Bauart PHILIPS) sowie dem Universalröhrenvoltmeter 6062 (Bauart GRUNDIG). Einzelheiten, soweit für die Messungen wichtig, werden im Folgenden beschrieben (Abb. 11).

Als Gammastrahler fand ^{131}J Verwendung, da es in der klinischen Szintigraphie praktisch zum "Routineenuklid" geworden ist. Bei der Betrachtung seines Energiespektrums (Abb. 12) und Heranziehung der obigen Ausführungen über die Septumdurchstrahlung (S. 12) muß man allerdings zu dem Schluß kommen, daß gerade das ^{131}J denkbar ungünstig für die Szintigraphie ist, da die übliche Bleiabschirmung nur bis zu Energien bis 150 keV gut geeignet ist. Das Maximum im Energiespektrum des ^{131}J liegt aber bei 360 keV, d.h. in einem Bereich, in dem mit der Septumdurchstrahlung schon erheblich gerechnet werden muß.

Die kleine bei 637 keV gelegene energiereiche Linie des ^{131}J wird durch einen Impulshöhenanalysator, also elek-

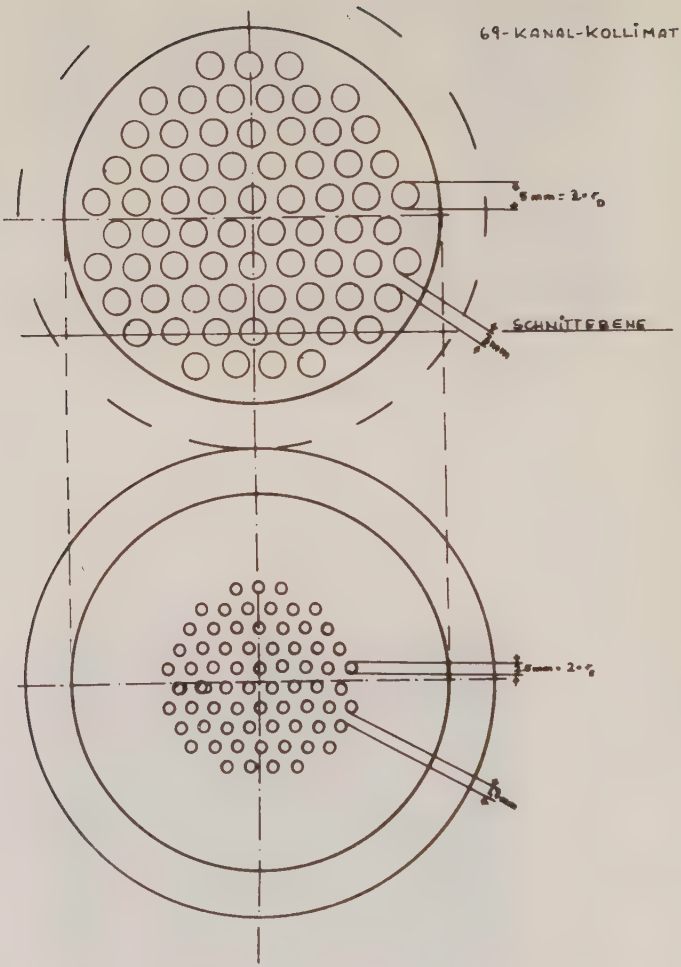


Abb. 13a: 69 - Kanal - Kollimator, Ansicht der kristallnahen und der quellennahen Seite.

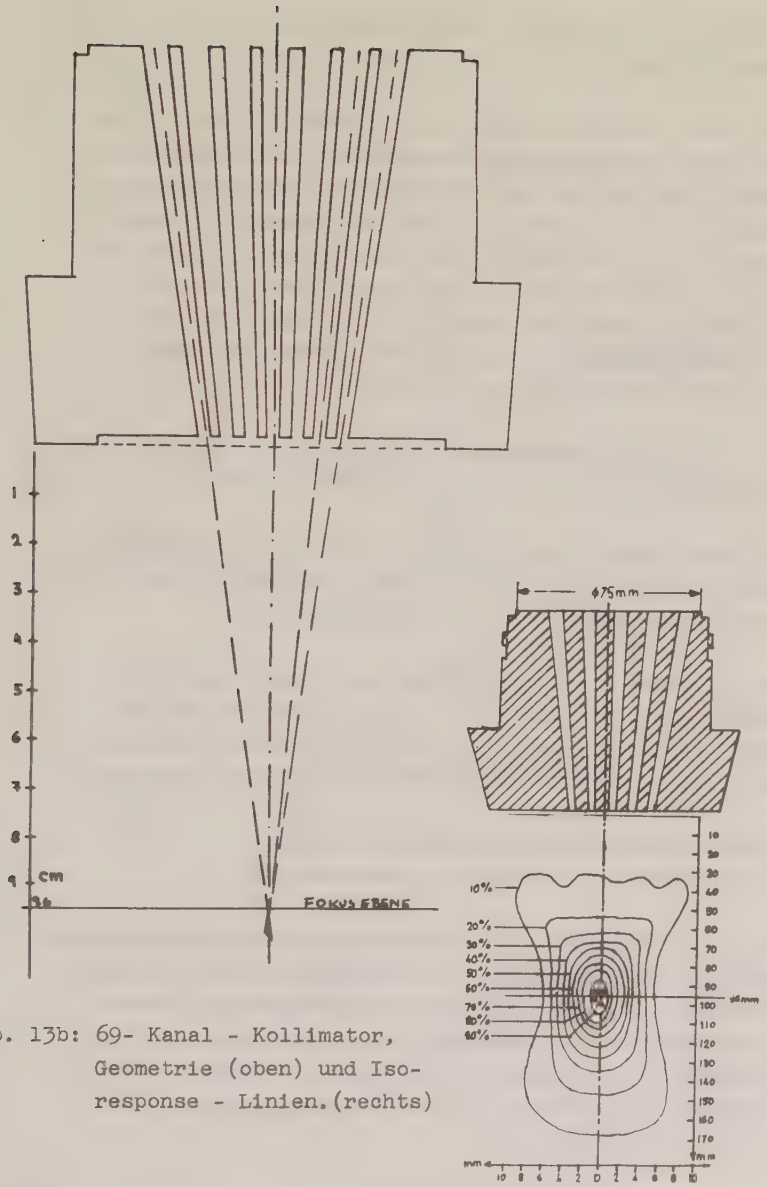


Abb. 13b: 69- Kanal - Kollimator, Geometrie (oben) und Iso-response - Linien.(rechts)

tronisch, eliminiert und trägt damit nicht zur Registrierung bei.

Bei dem untersuchten Kollimator handelt es sich um den meist bei Schilddrüsenuntersuchungen verwendeten 69 - Kanal - Kollimator, dessen Kanäle hexagonal angeordnet sind. Die Länge betrug 7,5 cm, die Radien der Kanäle waren: r_E = 1,375 mm, r_D = 2,5 mm. Die Septendicke betrug am Objektende 2,7 mm und an der Detektorseite 2,9 mm. Als Fokus war vom Hersteller angegeben 9,6 cm, die Geometrie und entsprechenden Isoresponsekurven sind der Abbildung 13 zu entnehmen.

Als Szintillationsdetektor diente ein thalliumaktivierter NaJ-Kristall von 2" Dicke und 3" Durchmesser.

Der ganze Meßkopf war auf ein Gestell fest montiert, so daß die Präparate waagerecht gegen den Meßkopf in verschiedenen Abständen zu verschieben waren.

Die erforderliche Hochspannung wurde von einer Hochspannungseinheit erzeugt, die Spannungen von 300 bis 3000 Volt kontinuierlich einzustellen gestattete. Bei den vorliegenden Messungen wurde mit 1000 V gearbeitet.

Impulsverstärkung und Impulshöhenanalyse waren in einer transistorisierten Einheit zusammengefaßt.

Die Meßwerte konnten am Lichtsteuerteil abgelesen werden, das mit einer Optik und einem Ratemeter ausgerüstet war. Die Gleichspannung konnte durch Umschalten in lineare und exponentielle Abhängigkeit zur Impulszahl gebracht werden; im vorliegenden Falle wurde die lineare Abhängigkeit als die in der klinischen Routine gebräuchlichere

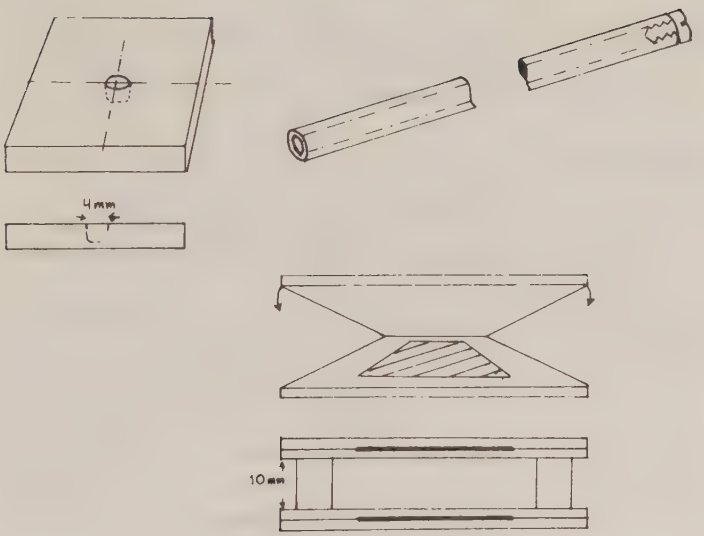


Abb. 14: Punktquelle (oben links), Linienquelle (oben rechts), Flächen- und Volumenquelle (unten rechts) der Hauptmessung (Einzelheiten im Text).

zu Grunde gelegt. Die Steuereinheit war außerdem mit einer cut-off-Schaltung regelbar von 10 bis 70% des Skalenausschlages versehen. Es wurde bei 0% cut-off gearbeitet und im Verlauf der Messungen dann noch ein Röhrenvoltmeter derart angeklemmt, daß synchron die entsprechenden cut-off-Stufen ablesbar waren.

Zur Aufnahme des Nuklids dienten mehrere Phantome, deren Herstellung im Folgenden beschrieben wird:

Punktquelle: eine 5 mm dicke Plexiglasscheibe wurde so angebohrt, daß ein Loch von 4 mm Durchmesser und 3 mm Tiefe entstand.

Linienquelle: ein an beiden Enden verschraubbares Plexiglasrohr von 40 cm Länge und 6,5 mm Durchmesser wurde mit einer wäßrigen Lösung des Nuklids gefüllt.

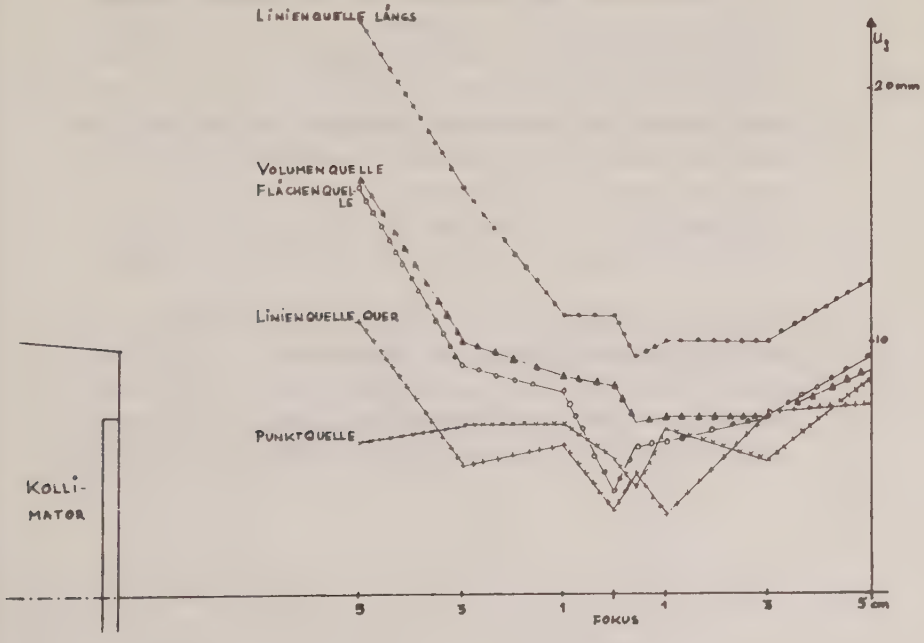
Flächenquelle: da es auf eine gleichmäßige Verteilung der Aktivität ankam, wurde ein 10 x 6,5 cm großes Stück Fließpapier in einer wäßrigen Lösung des Nuklids getränkt, anschließend getrocknet und zwischen zwei an den Kanten verklebte Plexiglasscheiben gelegt.

Volumenquelle: zur Simulierung dieser Quelle wurden zwei auf vorstehend beschriebene Weise hergestellte Flächenquellen, getrennt durch einen 10 mm dicken Holzklotz, übereinandergelegt.

(vgl. zu allen Quellen Abbildung 14.)

Abstd. Fokus-Quelle	Punktquelle Vorschub x cut off 0%	x cut off 70%	Punktquelle Vorschub y cut off 0%	y cut off 70%	Linien-Quelle Vorschub längs cut off 0%	längs cut off 70%	quer cut off 0%	quer cut off 70%	Flächen-Quelle cut off 0%	Flächen-Quelle cut off 70%	2 Flächen-Quellen in 10 mm Abst. d. cut off 0%	2 Flächen-Quellen in 10 mm Abst. d. cut off 70%
5cm > F	8.5	6.5	8.05	7.7	12.4	14.2	7.5	7.4	9.4	9.4	9.0	8.0
3cm > F	5.3	6.1	5.7	5.9	10.0	9.0	7.2	6.7	7.0	7.4	7.0	6.2
1cm > F	6.5	6.4	4.9	4.2	10.0	10.4	3.1	3.2	6.0	7.0	7.0	5.0
Fokus	5.3		4.8		11.0		3.3		4.0	3.2	8.3	
1cm < F	6.8		6.0		11.0		5.9		8.0		8.6	
3cm < F	6.7		6.1		16.0		5.1		9.0		10.0	
5cm < F	6.0	7.3			22.6	22.0	10.8	7.4	16.0	17.0	16.4	16.4
10cm < Kol.	4.2		4.7		9.4		4.8		5.8		6.8	

Die geometrische Unschärfe verschiedener Quellen in variablen Abständen unterhalb (< F), im und oberhalb (> F) des Fokus bei einem cut off von 0% und teilweise 70%. Oben die tabellarische und unten die graphische Darstellung. (vgl. auch Text).



3.2 Methode

Die einzelnen Quellen wurden dann unter dem Meßkopf in verschiedenen Abständen vom Kollimator millimeterweise gegen die Kollimatorachse vorgeschoben. Die Vorschubebenen lagen im angegebenen Fokus = 96 mm, und in den Abständen Fokus $\pm$ 50 mm, $\pm$ 30 mm und $\pm$ 10 mm.

Die Punktquelle wurde dabei in x- und y-Richtung vorgeschoben, die Linienquelle längs, d.h. in y-Richtung, und quer, d.h. in x-Richtung.

Die Flächen- und Volumenquelle nur in y-Richtung.

Bei jedem Punkt wurde der auf dem Ratemeter und dem Röhrenvoltmeter angezeigte Wert notiert.

Die geometrische Unschärfe konnte dann auf die oben angegebene Weise ermittelt werden.

Für Punktquellen und Linienquellen in querem Vorschub ergab sich insofern ein Sonderfall, als hier die Kurven einen glockenförmigen Verlauf zeigten. Für jede Seite wurde daher die jeweilige U_g ermittelt, die beiden Werte dann addiert und durch zwei dividiert, so daß hier die mittlere geometrische Unschärfe zu Grunde gelegt wurde.

3.3 Auswertung

Die U_g - Werte sind nach Quellen und Vorschubebenen geordnet aus der Tabelle Nr. 2 zu ersehen.

Aus dieser Tabelle kann abgeleitet werden: die einzelnen Quellen verhalten sich in bezug auf ihre geometrischen

Unschärfen folgendermaßen:

$$Ug_{\text{Linie quer}} < Ug_{\text{Punktquelle}} < Ug_{\text{Fläche}} < Ug_{\text{Volumen}} < Ug_{\text{Linie längs}}.$$

Dasselbe Ergebnis erhält man auch, wenn man die arithmetischen Mittel (Ug') der geometrischen Unschärfen aller Vorschubebenen für jede Quelle bildet, nach der Formel:

$$\frac{\sum_{1}^{n} Ug}{n} = Ug'.$$

Für n gleich 8 ergeben sich dann folgende Zahlenwerte:

$Ug'_{\text{Linienquelle quer}} = 5{,}96$
$Ug'_{\text{Punktquelle}} = 6{,}16$
$Ug'_{\text{Flächenquelle}} = 8{,}15$
$Ug'_{\text{Volumenquelle}} = 8{,}75$
$Ug'_{\text{Linienquelle längs}} = 12{,}3.$

Werden die geometrischen Unschärfen für jede Quelle in ein Koordinatensystem gebracht, in dem die Ordinate die Unschärfen und die Abszisse den Abstand vom Fokus darstellt, dann ergibt sich bei den Kurven kein gradliniger Verlauf, sondern es zeigen sich ausgeprägte "Ecken".

Der Grund dürfte zum einen in der hexagonalen Anordnung der Kollimatorkanäle zu suchen sein, zum anderen aber in der Tatsache, daß jeweils eine variable Anzahl Kanäle an der Registrierung beteiligt ist.

Diese variable Anzahl beteiligter Kanäle führt noch zu einem weiteren Ergebnis, das aus der graphischen Darstellung zu ersehen ist.

Es fällt auf, daß der Punkt der kleinsten geometrischen Unschärfe für die einzelnen Quellen nicht im gleichen Abstand Kollimator - Objekt liegt, das heißt: nicht im Fokus.

Es gibt hier also keinen Punkt kleinster Ug, der für alle Präparate gleich ist, sondern es handelt sich um eine Strecke, die im Fokus beginnt und bis 14 mm unterhalb des Fokus sich erstreckt.

Über die Zunahme der geometrischen Unschärfe bei steigendem oder fallendem Abstand vom Kollimator läßt sich aus der Graphik entnehmen: je kleiner der Kollimator - Objekt - Abstand, desto größer ist die geometrische Unschärfe. Bei zunehmendem Abstand fällt die geometrische Unschärfe bis zu einem Minimum in der Fokusstrecke, um dann erheblich langsamer wieder anzusteigen.

Bildet man das Verhältnis der geometrischen Unschärfe in den Punkten Fokus $\pm$ 5 cm zu der Ug im Fokus, so ergeben sich für die einzelnen Quellen folgende Werte (alle Werte in mm):

Abstand	Punkt	Linie längs	Linie quer	Fläche	Volumen
Fokus - 5 cm	1,13	2,24	3,48	4,0	1,28
Fokus + 5 cm	1,6	1,24	2,42	2,35	2,34

Aus den vorangegangenen Ergebnissen fällt besonders auf, daß die Flächenquelle bezüglich ihrer Kantenunschärfe relativ gut abschneidet.

Dieses Ergebnis war von vornherein nicht zu erwarten. Seine mathematische Abhandlung fehlt in der Literatur. Gerade die Flächenquelle ist aber für die klinische Anwendung der Szintigraphie von besonderer Bedeutung; darum wurde auf diese Messung speziell Wert gelegt.

Wenn man davon ausgeht, daß eine Unschärfe von z.B. 4 mm für die Fläche der Projektion einer Leber oder Schilddrüse nur einen unbedeutenden Korrekturfaktor darstellt, so wird diese Wiedergabe sogar weitaus besser als die einer Punktquelle, deren Unschärfe ja zu einer Verschleifung des Objektes um mehrere 100% führt (vgl. S. 17).

Aus den Zahlen der Tabelle 2 läßt sich weiter ersehen, daß sich bei Verwendung einer cut - off - Schaltung keine wesentlichen Verbesserungen ergeben.

Dieses Ergebnis steht aber nur scheinbar im Widerspruch zur allgemeinen Ansicht (MacINTYRE und HOUSER 1957), da es sich hier um Messungen in aktivitätsfreier Umgebung handelt.

In der klinischen Szintigraphie ist diese Aktivitätsfreiheit fast nie zu erreichen, es geht dabei ja sogar häufig um das Problem, geringe Aktivitätsunterschiede zu ermitteln. In diesen Fällen kann eine cut - off - Schaltung im Sinne der Kontrastanhebung (FROST 1966) sehr gute Verbesserungen bringen. Zur besseren Darstellung von Aktivitätssprüngen an Organkanten hingegen ist sie nicht von allzu großem Vorteil.

Aus den ermittelten Werten für die geometrische Unschärfe lassen sich für das Auflösungsvermögen folgende Zahlen ableiten:

maximale Auflösung	4 mm
mittlere Auflösung	6 mm
minimale Auflösung	10 mm.

Diese Werte sind aber nicht in der vorliegenden Form auf klinische Verhältnisse übertragbar.

Als ein die Auflösung erheblich verschlechternder Faktor muß noch die Streuung durch das Gewebe berücksichtigt werden. PRÄG und Mitarbeiter 1963 haben nachweisen können, daß die Gewebestreuung, besonders an dicken Organen, bei 100% liegt.

Unter Berücksichtigung dieser Tatsache errechnet sich die Auflösung dann wie folgt:

für die maximale Auflösung	8 mm
für die mittlere Auflösung	12 mm und
für die minimale Auflösung	20 mm.

Es folgt aus den beschriebenen Untersuchungen und den durch sie ermittelten Werten, daß es möglich ist, mittels der geometrischen Unschärfe einen Kollimator hinreichend genau bezüglich seiner Abbildungseigenschaften zu charakterisieren.

Sie zeigen aber auch, daß lediglich die Angabe der Isoresponselinien, untersucht für ein Punktpräparat, für diese Charakterisierung nicht ausreicht.

4.0 Ergebnis

Angewandt auf die klinische Szintigraphie kann man das Ergebnis etwa wie folgt zusammenfassen:

Wie aus Absatz zwei Seite 28 hervorgeht, ist eine maximale Auflösung von 4 mm unter angenähert idealen Meßbedingungen zu erzielen.

Es ist also sinnlos, die Szintigrammregistrierung mit einem besseren Auflösungsvermögen auszustatten.

Die gewählte Zeilenbreite von 3 mm mit einem Zeilenabstand bis zu 1 mm ist damit als optimal anzusehen.

Die von manchen Scannerherstellern angebotene Möglichkeit, geringere Zeilenbreiten bis zu 0,5 mm zu schreiben, führt also nur zu einer fiktiven Verbesserung des Auflösungsvermögens, die damit erkauft wird, daß ein und dasselbe Objekt durch mehrfache Abtastung entsprechend der Zeilenzahl mehr Abtastzeit kostet.

Wenn man die ungünstige Meßbedingung im menschlichen Organismus zugrunde legt, wäre sogar eine Zeilenbreite von 6 mm noch ohne weiteres zulässig. Sie wird nur deshalb nicht angewendet, weil die Auswertung durch die damit zerrissen erscheinende Kontourierung des Organes visuell erschwert wird.

Die der Abbildung im Photoszintigramm dienende Lichtmarke ist bei der für die hier vorgelegten Untersuchungen benutzten Anordnung quadratisch und hat eine Kantenlänge von 3 mm. Der abtastende Szintillationszähler, mit der diese belichtende Optik starr gekoppelt ist, läuft kontinuierlich mit vorwählbarer Geschwindigkeit.

Bei Leuchtdichteänderungen im Verlauf des Abtastvorganges ist daher nur die Kantenlänge quer zur Zeilenrichtung mit 3 mm limitiert, während durch Überschneiden der Lichtmarke in Zeilenrichtung ein Schwärzungsgradient von 1 mm als untere Auflösungsgrenze der Registrierung anzusehen ist.

Das photographische Registrierverfahren ist also in jedem Falle beim gegenwärtigen Stande der Technik besser, als es das geometrische Auflösungsvermögen des Kollimators erfordert.

Der Schreibstichel der hier verwendeten Papierregistrierung hat ebenfalls eine Länge von 3 mm, die gleichzeitig die Breite der Registrierzeile darstellt. Man kann damit rechnen, daß bei scharfem Stichel maximal 3 Anschläge pro Millimeter erkannt werden können. Dabei sei eine Differenzierung zwischen 2 Anschlägen/mm und 3 Anschlägen/mm noch erkennbar.

Dies ist zwar infolge der überlagerten Impulsstatistik idealisiert, soll aber hier vorausgesetzt sein.

Dann ergibt sich in Zeilenrichtung etwa ein optischer Gradient von 0,5 mm, der dem Auge noch einen Anhalt für Differenzierung bietet.

Auch für das Strichszintigramm reicht also die Registriergüte aus, denn sie ist in jedem Falle besser als die geometrische Auflösung eines modernen 69 - Loch - Kollimators.

Neu hinzu kommt hier ein schwer objektivierbarer Gesichtspunkt: Beim schwarzen Strichszintigramm liegt ja der Informationsgehalt in der Häufigkeit der zu registrierenden Striche pro Zeileneinheitslänge.

Ein moderner Farbscanner hat jedoch eine andersartige Grundeinstellung. Er wählt von vornherein die Anschlagrate so hoch, daß die Organkonturierung visuell gut erkennbar erscheint, auch bei Berücksichtigung der sich überlagernden Impulsstatistik.

Die im Zentrum der Organdarstellung gelegenen Anschlagraten sind dann so hoch, daß hier die Signaldichte keinerlei Information mehr bietet.

Dafür schwenkt ein über eine Ratemeterschaltung angetriebener Schlitten ein achtfarbiges Band über den Schreibstichel. Dabei ist jede Farbe einem bestimmten Impulsratenintervall zugeordnet.

Es heben sich jetzt also trotz gleicher Signaldichte mehrfarbige Bereiche innerhalb des übersteuerten Zentrums der Organdarstellung hervor.

Da jede Farbe einem Impulsratenintervall von 12,5% der Maximalrate zugeordnet ist, wird also die gesamte vom Organ abgegebene Information in nur acht Stufen aufgeteilt.

Die Erfahrung hat gezeigt, daß dies völlig ausreichend ist, da eine größere Zahl von Farbabstufungen durch die überlagerte Impulsstatistik nicht nur nicht zur besseren Erkennung beiträgt, sondern das Bild nur bunt erscheinen läßt.

Auch aus dieser groben Abstufung von acht Bereichen für das gesamte Informationsintervall geht hervor, daß eine bessere Auflösung von seiten des Registrierteils sinnlos ist.

Auch das Farbdruckverfahren erhöht nicht den Informationsinhalt - es verbessert lediglich die Lesbarkeit des Szintigramms und erleichtert damit die Beurteilung (OESER, ERNST, RACH 1964).

Um eine echte Verbesserung der Szintigraphie zu erzielen, gibt es nur den bereits eingangs erwähnten Weg, die Absorption der Septen zu erhöhen, wozu sich die Metalle Gold und Platin anbieten.

Über die wirtschaftliche Seite dieser technischen Lösung ist hier nicht zu befinden.

5.0 Praktisches Beispiel

Abschließend sei an einem praktischen Beispiel gezeigt, wie sich eine Schilddrüse mit verschiedenen Kollimatoren im Szintigramm abbildet.

Es handelt sich dabei um die Schilddrüse eines 29jährigen Mannes, der außer einer angedeuteten Hyperplasie des rechten Drüsenlappens keine klinischen Besonderheiten zeigt.

Die Verlaufskurve der Jodspeicherung lag im unteren Bereich der Norm (Abb. 20).

Die Kontrollaufnahme der Schilddrüse mit der Szintikamera zur Zeit der Anfertigung der Szintigramme zeigte eine gleichmäßige Aktivitätsverteilung.

Die Szintigramme sind in den Abbildungen 15, 16 und 17 wiedergegeben.

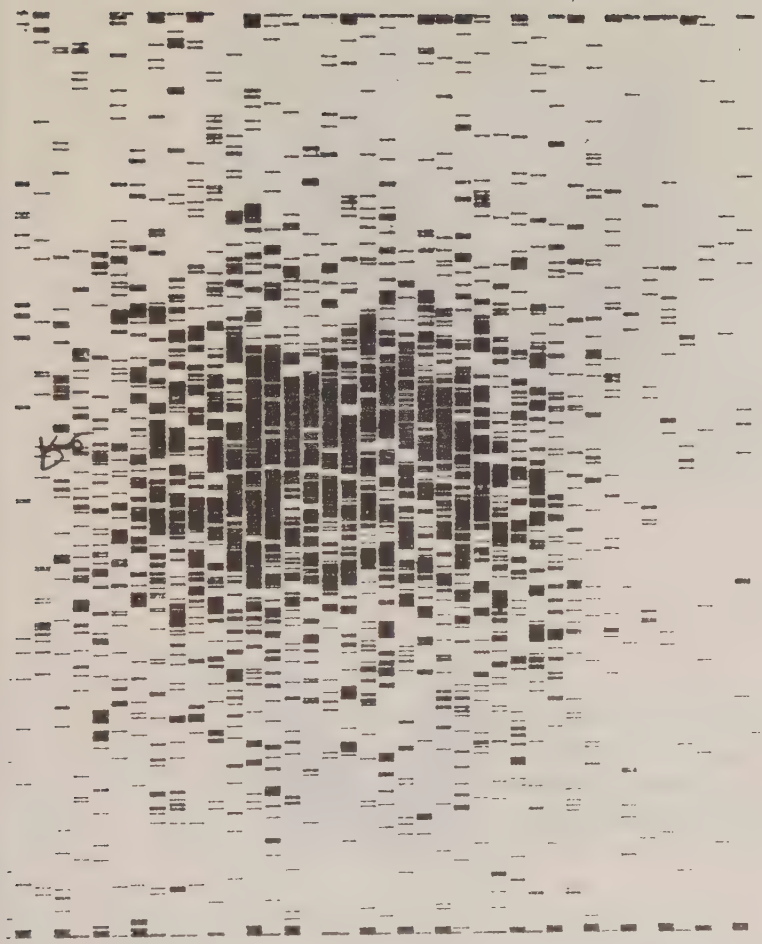


Abb. 15: Szintigramm einer euthyreoten Schilddrüse
Scanner: Szintiphot (PHILIPS)
Kollimation: 1-Kanal-Kollimator, konisch, r_E = 3 mm
Abtastgeschwindigkeit: Stufe 4

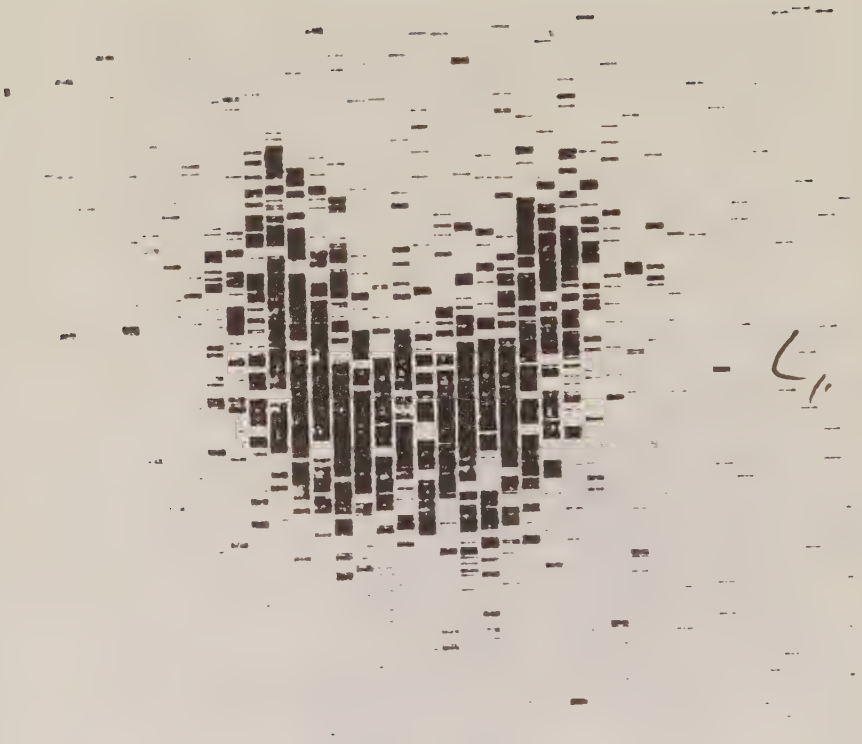


Abb. 16: Szintigramm der Schilddrüse von Abb. 15.
Scanner: Szintiphot (PHILIPS)
Kollimator: Honey-Cone (6-Kanal-Kollimator)
Abtastgeschwindigkeit: Stufe 4

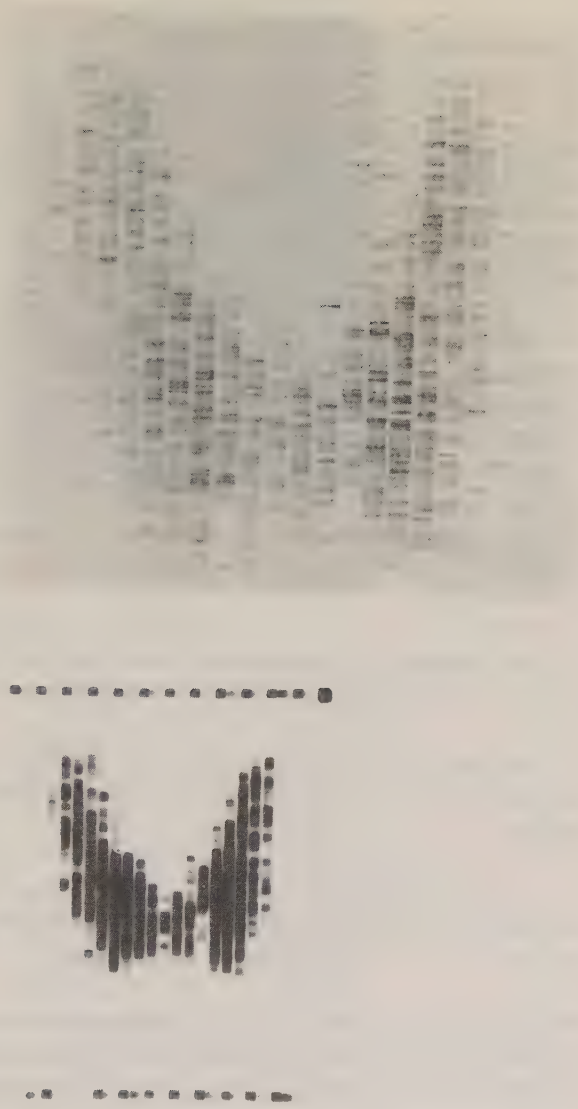


Abb. 17: Farbszintigramm und Photogammagramm der Schilddrüse von Abb. 15.
Farbscanner XL 1501 (PHILIPS)
69-Kanal-Kollimator, Abtastgeschwindigkeit: Stufe 3

Die Abbildung 15 wurde mit einem konischen Ein - Kanal - Kollimator, r_E = 3 mm, hergestellt.

Das resultierende Szintigramm läßt nur die Aussage zu, daß das applizierte ^{131}J in einem bestimmten Bereich gespeichert wurde. Eine Aussage über die Form des Organes, seine Ränder oder andere Details ist nicht möglich.

Die Abbildung 16 entstand mit Hilfe eines 6 - Kanal-Kollimators. Auf ihr ist die Form der Schilddrüse zu erkennen, ebenso ist es möglich, einen heißen Knoten, der eine im Vergleich zur Umgebung vermehrte Speicherung zeigen würde, oder einen kalten Knoten, der gar keine Speicherung zeigen würde, auszuschließen. Über die Randbezirke sind aber sichere Aussagen nicht möglich.

Die Abbildung 17 wurde mit dem auf Seite 21 beschriebenen Farbscanner bei Verwendung des in der vorliegenden Arbeit diskutierten 69 - Kanal - Kollimators angefertigt.

Die Randpartien des Organes sind gut zu erkennen, Defekte von mehr als 10 mm Durchmesser können ausgeschlossen werden.

Die Farbabstufungen lassen auch eine gute Erkennbarkeit der höheren Impulsrate über den dickeren Teilen des Organes zu.

Das gleichzeitig angefertigte Photogammagramm zeigt ebenfalls eine gute Randdarstellung, jedoch ist der Anstieg der Impulsrate nicht so gut zu erkennen, da die zunehmenden Schwärzungsgradienten von einer be-

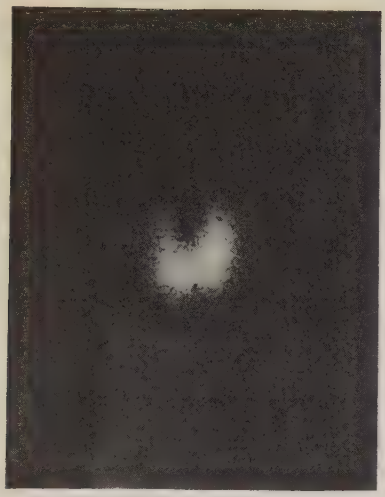


Abb. 18: Aktivitätsverteilung in der untersuchten Schilddrüse, aufgenommen mit einer Szintikamera.

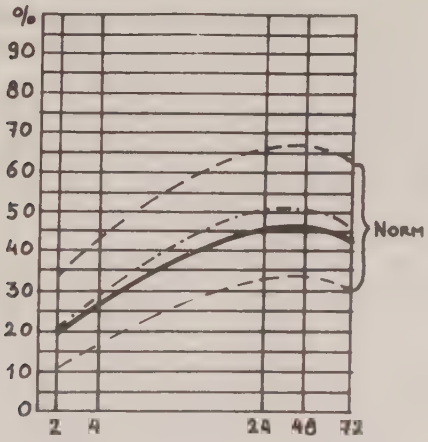


Abb. 19: Jodspeicherungsverlaufskurve der untersuchten Schilddrüse; Gesamtserumjod nach 48 Std.: 0,02% d.Dosis/Ltr.

stimmten Größe ab nur noch als homogenes Schwarz wahrgenommen werden (Abb. 17a).

6.0 Schlußfolgerung

Es läßt sich ableiten, daß bei dem heutigen Stand der Technik das Farbscanverfahren mit einem Viel - Kanal - Kollimator, wie es der 69 - Kanal - Kollimator ist, das optimale Verfahren darstellt.

Eine Verbesserung etwa durch Vermehrung der Kanäle auf Kosten der Septendicke verbietet sich auf Grund der erwähnten Septendurchstrahlung.

Eine echte Verbesserung kann nur durch Benutzung eines stärker absorbierenden Metalles erreicht werden.

Vom Hersteller ist jedoch zu fordern, daß für jeden Kollimator eine möglichst vollständige Charakteristik, die über die Angabe der Isoresponsekurven für Punktquellen hinausgeht, zur Verfügung gestellt wird, da es nicht Aufgabe des Benutzers sein kann, sich die optimalen Meßbedingungen aus komplizierten Formeln selbst abzuleiten.

7.0 Literaturangaben

1 BAUER, F.K. and E.T. YUHL
Myelography by Means of I - 131 in the Myeloscintigram
Neurology 3: 341 - 346 (1954)

2 BECK, R.N.
Collimators for Scanning Systems
Med. Radioisot. Scan. Vol. I, IAEA Vienna 1964

3 BROWNELL, G.L.
Theory of Radioisotope Scanning
Med. Radioisot. Scan. IAEA Vienna 1959

4 BROWNELL, G.L.
Theory of Radioisotope Scanning
Int. J. appl. Rad. and Isot. 3: 181 (1958)

5 BROWNELL, G.L.
Theory of Radioisotope Scanning
Med. Radioisot. Scan. Vol. I, IAEA Vienna 1964

6 BROWNELL, G.L., S. ARONOW and G.H. HINE
Radioisotope Scanning
in (8)

7 BRUCER, M.
Radioisotope Scanning, An Introduction to the Use
of the Area Scan in Medical Diagnosis
USAEC Report ORINS - 20, Jan. 1958

8 CASSEN, B., L. CURTIS and R. LIBBY
Instrumentation for ^{131}J Use in Medical Studies
Nucleonics 9 (8): 46 - 50 (1951)

9 DAVISSON, C.
Gamma-ray Absorption Coefficients in SIEGBAHN (ed)
Beta- and Gamma-ray Spectroscopy 1955

10 DEWEY, C. and W.K. SINCLAIR
Criteria for Evaluation Collimators Used
In Vivo Distribution Studies with Radioisotopes
Int. J. appl. Radiat. 10: 1 (1961)

11 FROST, D.
Fortschritte der Szintigraphie
Röntgenpraxis XIX Jahrg. 10: 250 (1966)

12 HARRIS, C.C., P.R. BELL, J.E. FRANCIS, Jr., M.M. SATTERFIELD, J.C. JORDAN and J.P. MARRAY, Jr.
Collimators for Radioisotope Scanning
USAEC, Proceed. Symp. Med. Div. ORINS, Oct. 1962

13 HINE, G.J. (ed)
Instrumentation in Nuclear Medicine
Vol. I Academic Press, New York - London 1967

14 MacINTYRE, W.J. and J.H. CHRISTIE
The scanning System and Its Parts
Progress in Med. Radioisotope Scanning
ORINS Oct. 1962

15 MacINTYRE, W.J. and T.S. HOUSER
Amer. J. Roentgenol. 27: 471 - 475 (1957)

16 KAKEHI, H.
Problems of Collimation
Med. Radioisot. Scan. Proceed. Symp. IAEA and WHO, Vienna 1963

17 LÜTHY, H.
Messungen zur Definition der Feldgröße und des Auflösungsvermögens von Kollimatoren für die Funktionsdiagnostik und Szintigraphie der Schilddrüse mit ^{131}J
SRW - Nachrichten 22: 19 - 21 (1964)

18 MATHER, R.L.
Gamma-ray Collimator Penetration and Scattering Effects
J. appl. Phys. 18: 1200 (1957)

19 MAYNEORD, W.V. and S.P. NEWBERRY
An automatic Method of Studying the Distribution of Activity in a Source of Ionizing Radiation
Brit. J. Radiol. N.S. 25: 589 - 596 (1952)

20 MYHILL, J.
Theory of Multichannel Collimated Scintillation Detectors
Int. J. appl. Radiat. 12: 10 (1961)

21 MYHILL, J. and G.J. HINE
Multihole Collimators for Scanning
in (8)

22 NENTWIG, G., E. DRESSLER und H.J. CORRENS
Zur Frage der Abbildungstreue in der Szintigraphie
Rad. biol. ther. 5: 121 (1964)

23 NEWELL, R.R., W. SAUNDERS and E. MILLER
Multichannel Collimators for Gamma-ray Scanning with Szintillation Counters
Nucleonics 10 (7): 36 - 40 (1952)

24 OESER, H., H. ERNST und F. MOTZKUS
Radionuklide in der Frühdiagnostik von Tumoren
Bericht 45. Tag. D.R.G. 1964

25 OESER, H., H. ERNST und K. RACH
Röfo 101, 640 (1964)

26 PRÄG, R.
Automatische Aufzeichnung der Verteilung von Radioisotopen im Körper
Strahlentherapie 110: 559 (1959)

27 PRÄG, R., K.H. FÖLBER und H.J. FRIEL
Der Einfluß der Selbstabsorption auf die Erkennbarkeit kleiner Herde im Szintigramm
Bericht 44. Tag. D.R.G. 1963

28 SWEET, W.H. and G.L. BROWNELL
Localization of Intracranial Lesions by Scanning with Positron-Emitting Arsenic
J.A.M.A. 157: 1183 - 1188 (1955)

29 STRIRRETT, L.A., E.T. YUHL and B. CASSEN
Clinical Applications of Hepatic Radioactivity Survey
Amer. J. Gastroent. 21: 310 - 317 (1954)

30 WALTER, E.
Die Grundlagen der Szintigraphie
Rö.-Lb. Praxis 13, R 146 (1960)

20 MYHILL, J.
Theory of Multichannel Collimated Scintillation Detectors
Int. J. appl. Radiat. 12: 10 (1961)

21 MYHILL, J. and G.J. HINE
Multihole Collimators for Scanning
in (8)

22 NENTWIG, G., E. DRESSLER und H.J. CORRENS
Zur Frage der Abbildungstreue in der Szintigraphie
Rad. biol. ther. 5: 121 (1964)

23 NEWELL, R.R., W. SAUNDERS and E. MILLER
Multichannel Collimators for Gamma-ray Scanning with Szintillation Counters
Nucleonics 10 (7): 36 - 40 (1952)

24 OESER, H., H. ERNST und F. MOTZKUS
Radionuklide in der Frühdiagnostik von Tumoren
Bericht 45. Tag. D.R.G. 1964

25 OESER, H., H. ERNST und K. RACH
Röfo 101, 640 (1964)

26 PRÄG, R.
Automatische Aufzeichnung der Verteilung von Radioisotopen im Körper
Strahlentherapie 110: 559 (1959)

27 PRÄG, R., K.H. FÖLBER und H.J. FRIEL
Der Einfluß der Selbstabsorption auf die Erkennbarkeit kleiner Herde im Szintigramm
Bericht 44. Tag. D.R.G. 1963

28 SWEET, W.H. and G.L. BROWNELL
Localization of Intracranial Lesions by Scanning with Positron-Emitting Arsenic
J.A.M.A. 157: 1183 - 1188 (1955)

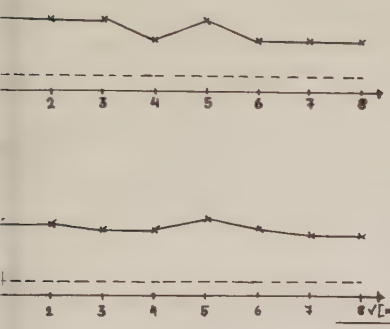
29 STRIRRETT, L.A., E.T. YUHL and B. CASSEN
Clinical Applications of Hepatic Radioactivity Survey
Amer. J. Gastroent. 21: 310 - 317 (1954)

30 WALTER, E.
Die Grundlagen der Szintigraphie
Rö.-Lb. Praxis 13, R 146 (1960)

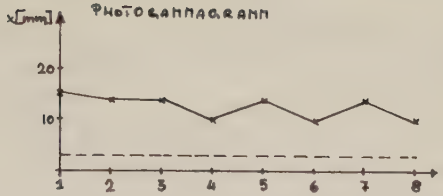
PUNKTQUELLE: 3 mm

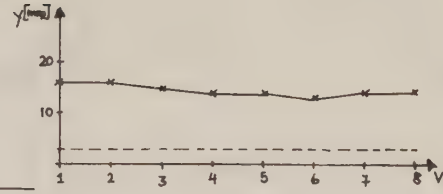
STRICHSZINTIGRAMM

KOLLIMATOR: HONEY COMB (6 KANÄLE)

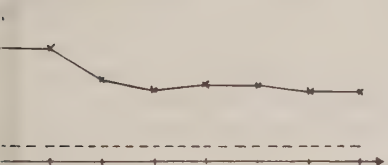


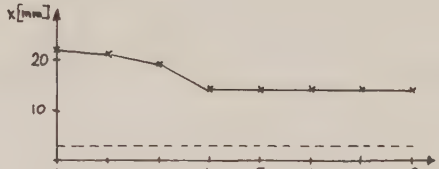
PHOTOSCANNOGRAMM

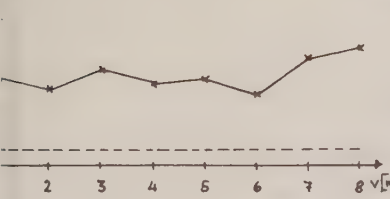


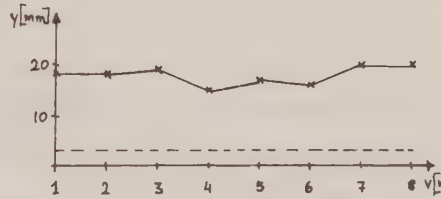


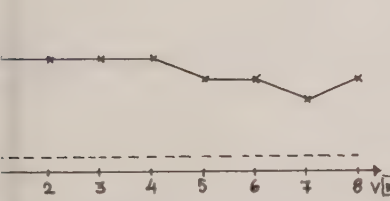
KOLLIMATOR: KONISCH, r_6: 3 mm

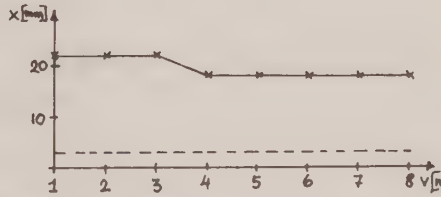


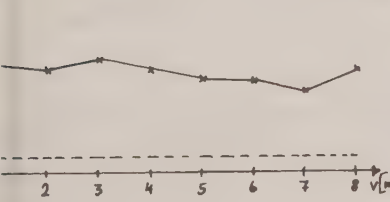


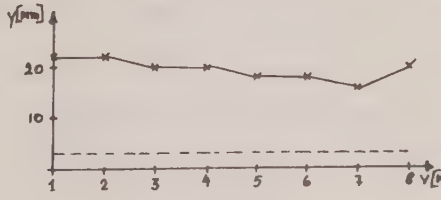




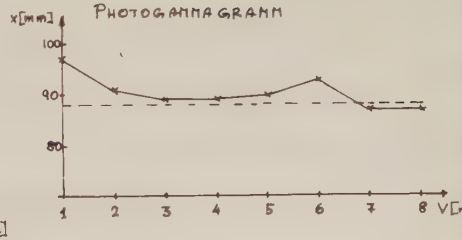


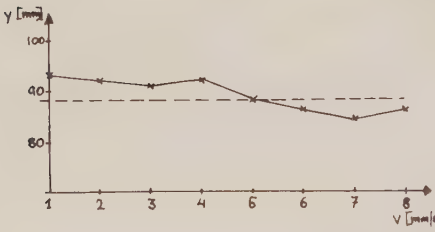


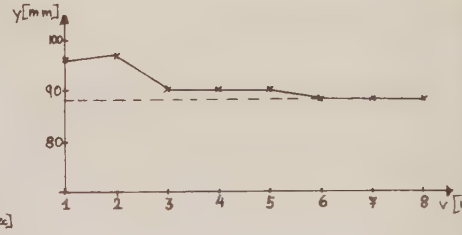




KOLLIMATOR: KONISCH, $\varnothing_E$: 3mm FLÄCHENQUELLE: 88 mm Ø

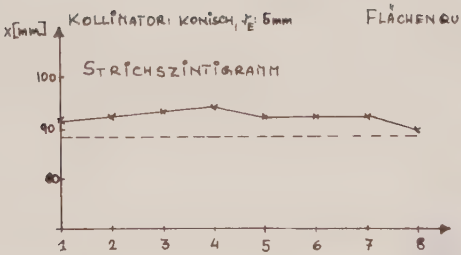


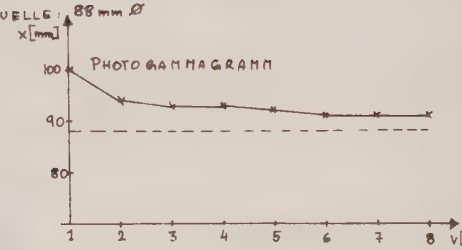


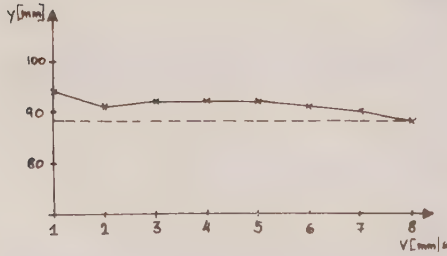


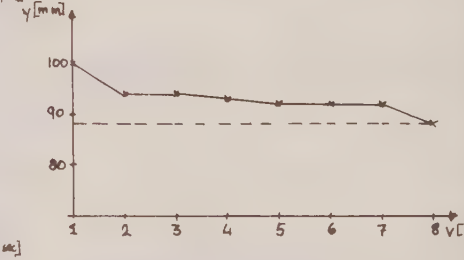
ERKLÄRUNG: V = ABTASTGESCHWINDIGKEIT IN STUFEN 1,2...8
----- = TATSÄCHLICHER QUELLENDURCHMESSER
—×—×— = ABGEBILDETER QUELLENDURCHMESSER

KOLLIMATOR: KONISCH, $\varnothing_E$: 5mm FLÄCHENQUELLE: 88 mm Ø





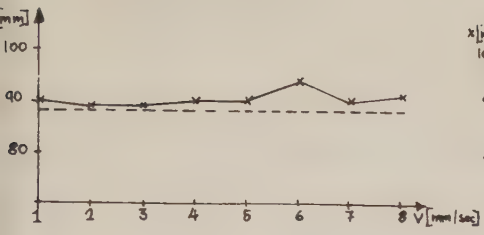




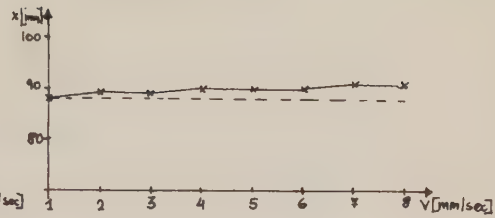
FLÄCHENQUELLE: 88 mm Ø

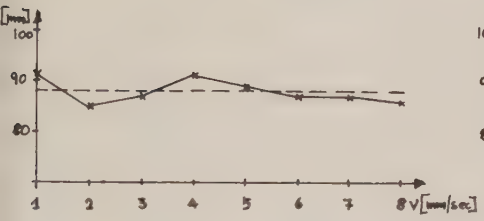
KOLLIMATOR: HONEY CONE (6 KANÄLE)

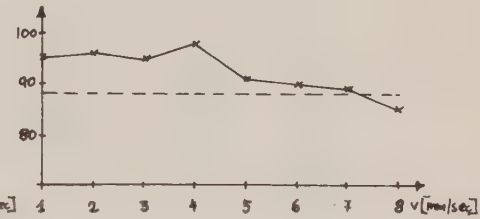
STRICHSZINTIGRAMM



PHOTOGAMMAGRAMM

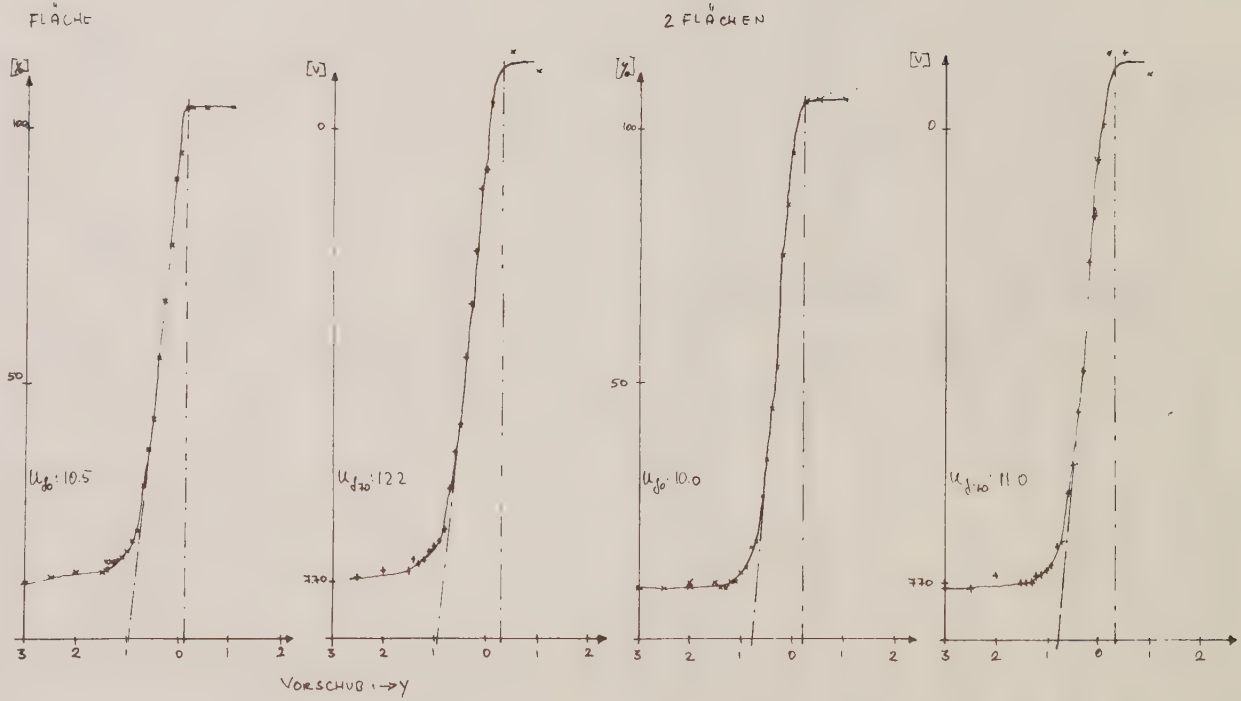






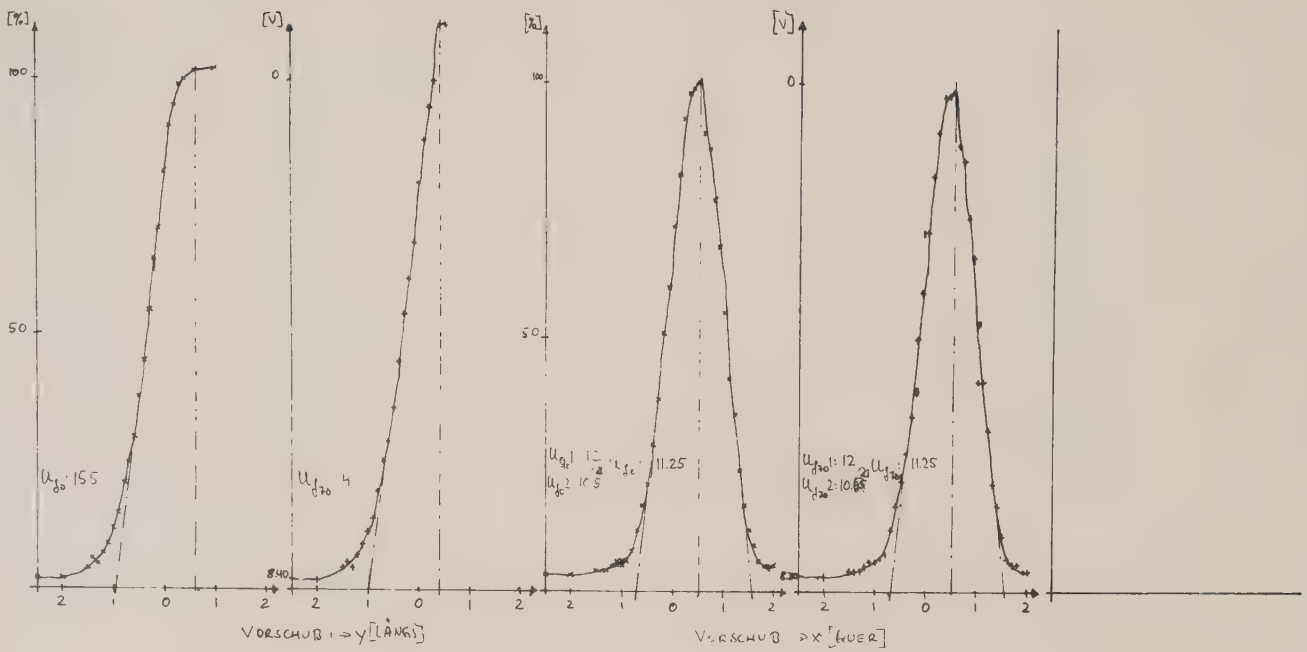
3 VIII 67

ABSTD. KOLLIM RUBLLE 146 mm



ABSTAND KOLLIM.- QUELLE: 146 mm

LINIENQUELLE

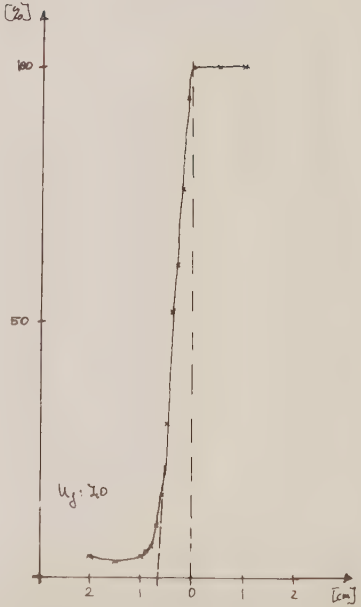


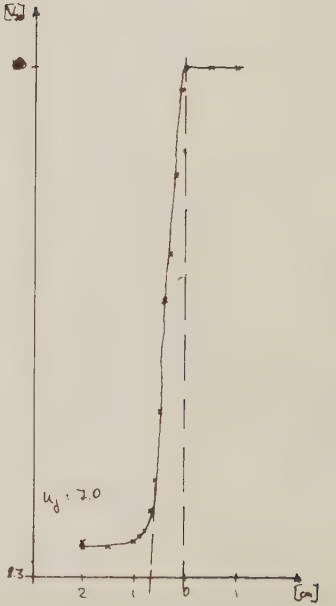
4. VM. 67

ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 126 mm

FLÄCHE

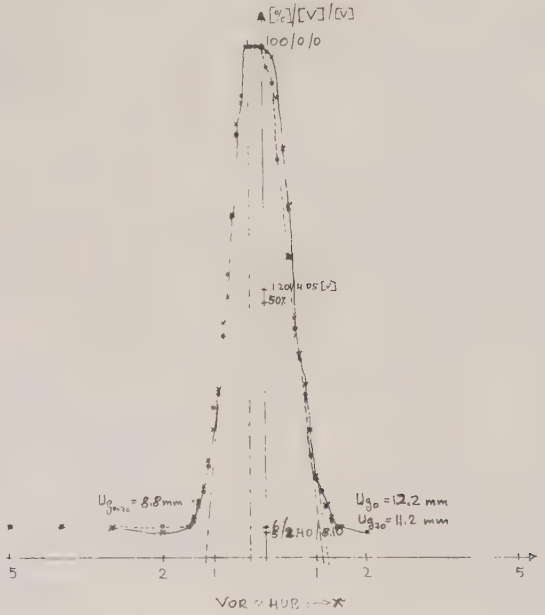
2 FLÄCHEN (a: 100mm)

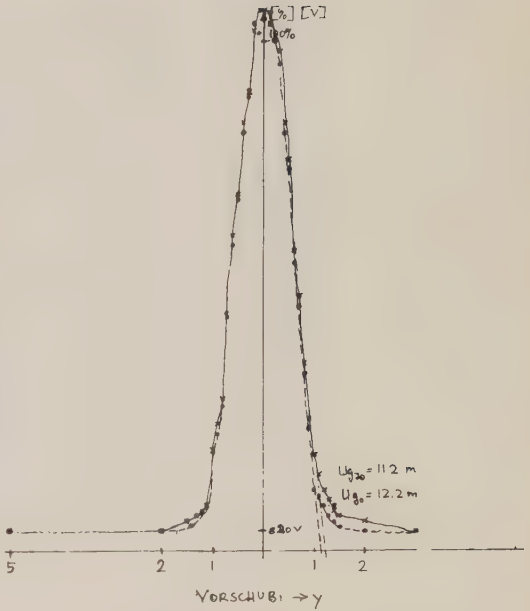




PUNKTQUELLE: ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 146 mm

ABLESUNG: a in [%] AUSSCHLAG AM RATE METER OHNE CUT OFF
b in [V] DEN SPANNUNSABFALL Δ_V AM RÖHRENVOLTMETER
MIT 70% CUT OFF

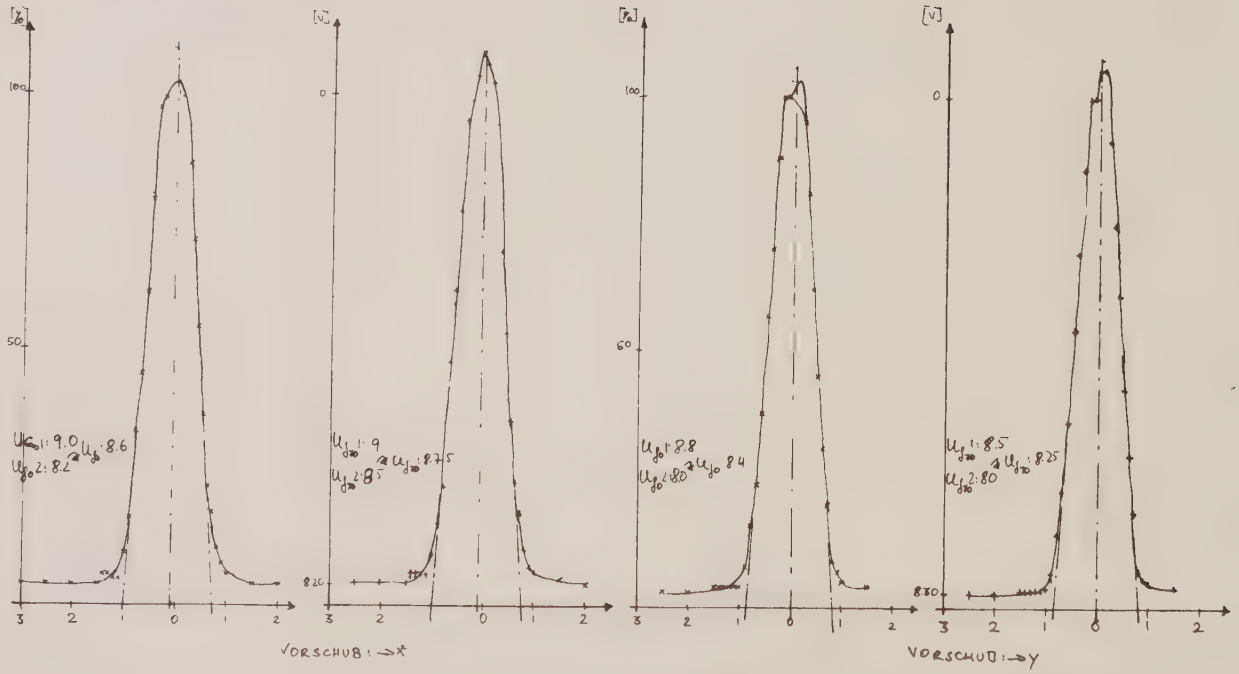




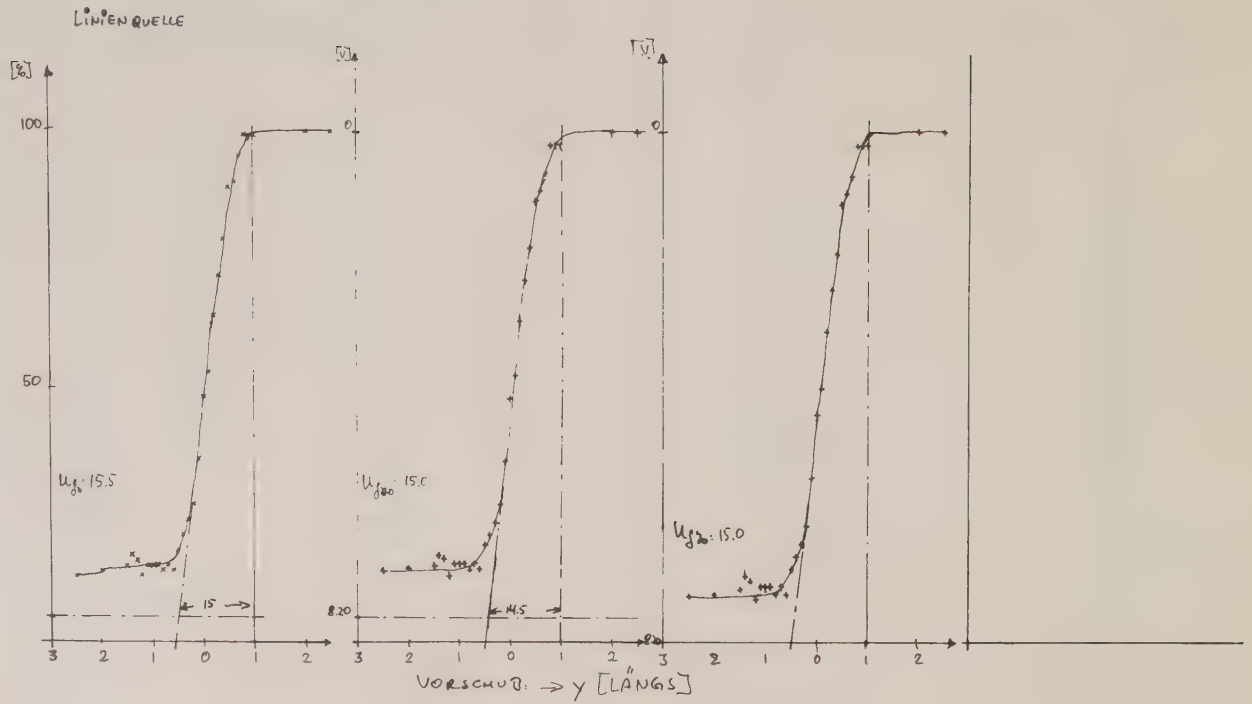
ABSTAND KOLLIM - KUGELG 1,6 mm

3.VIII.62
4.VIII.62

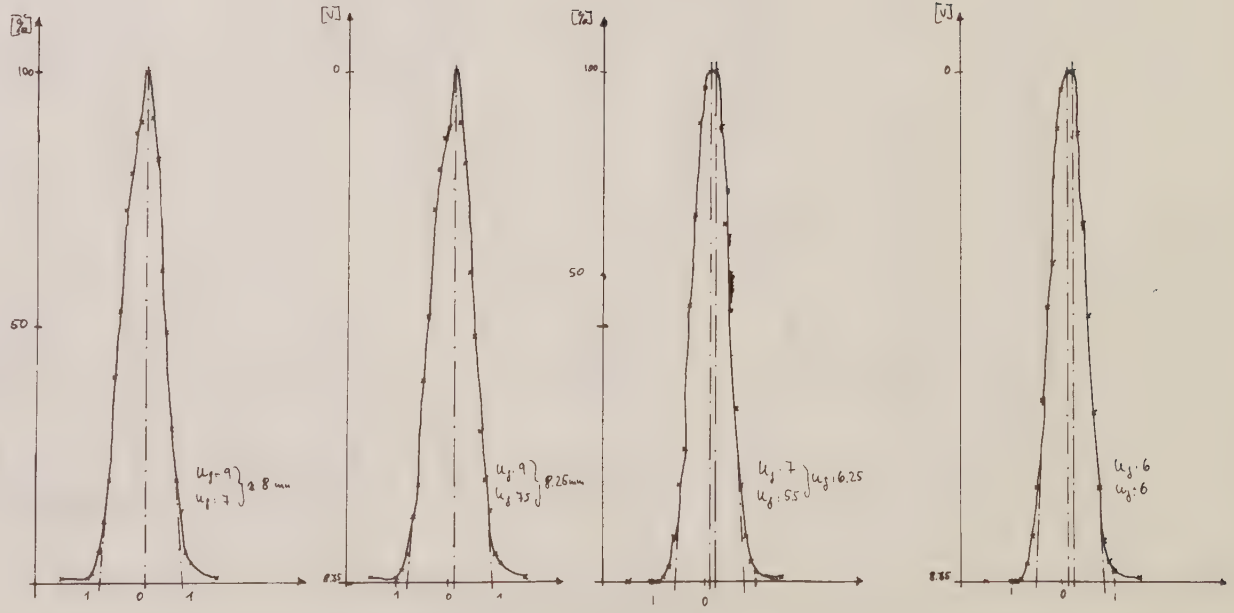
PUNKTQUELLE



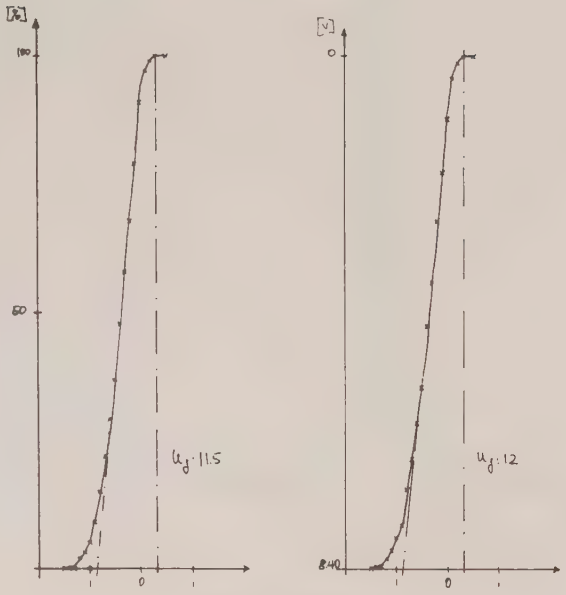
ABSTAND KOLLIM - QUELLE 126 mm

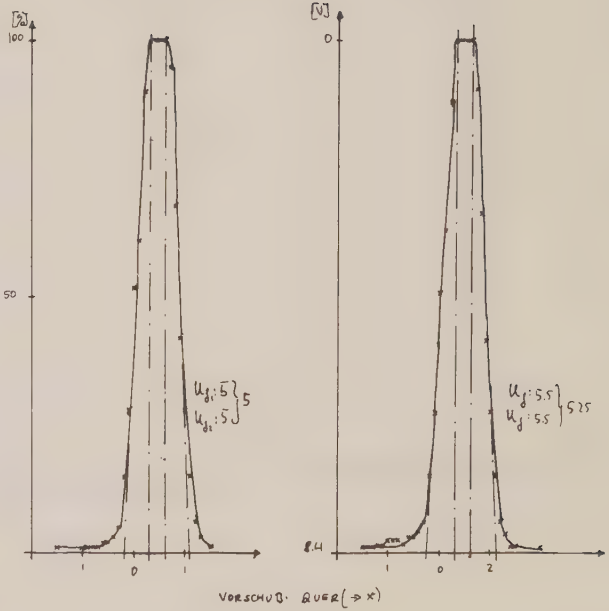


PUNKT QUELLE ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 106 mm



LINIEN QUELLE ABSTAND KOLLIMATOR-DUELLE 106



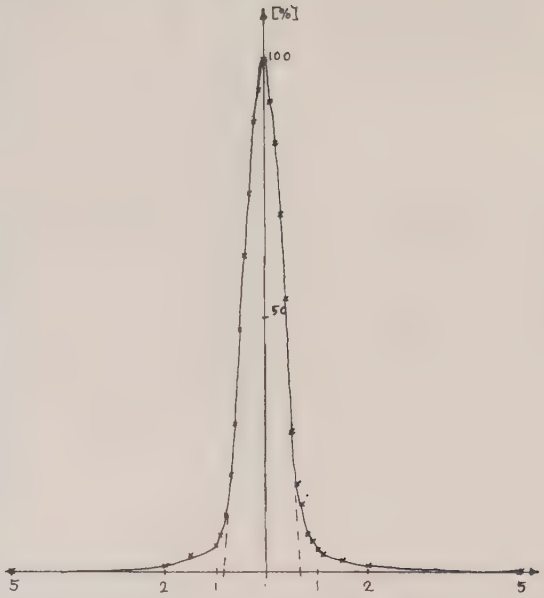


ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 94mm

FLÄCHENQUELLE

2 FLÄCHENQUELLEN ÜBEREINANDER
IM ABSTAND Δ = 10mm

LINIENQUELLE ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 44mm 31.VII.67



VORSCHUB: → x ≙ QUER

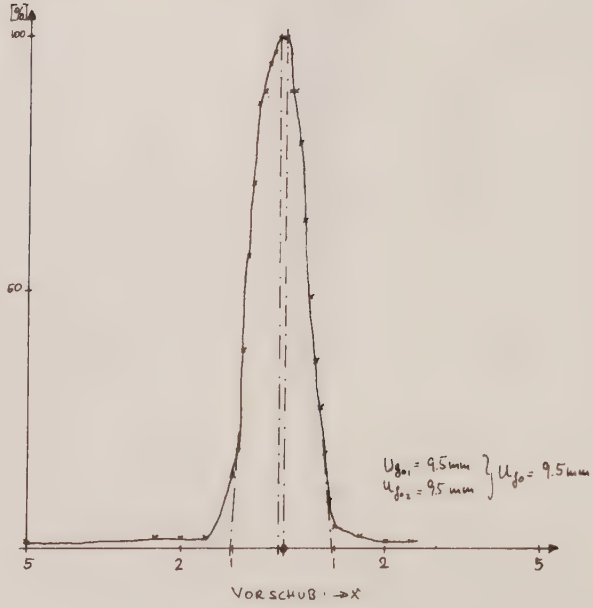
U_g = 7.5mm

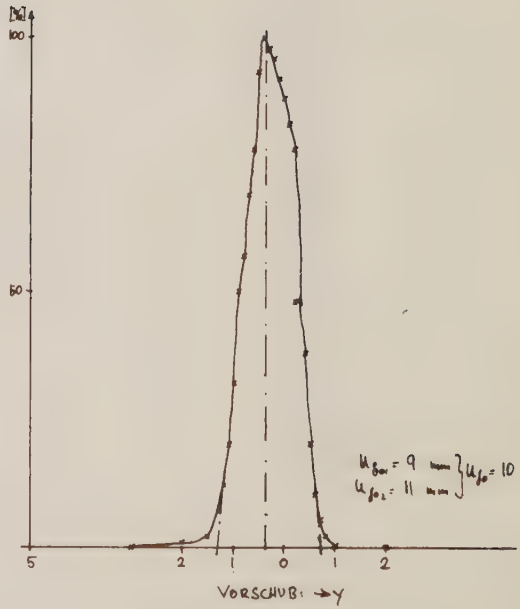
VORSCHUB: → y ≙ LÄNGS

U_g = 10mm

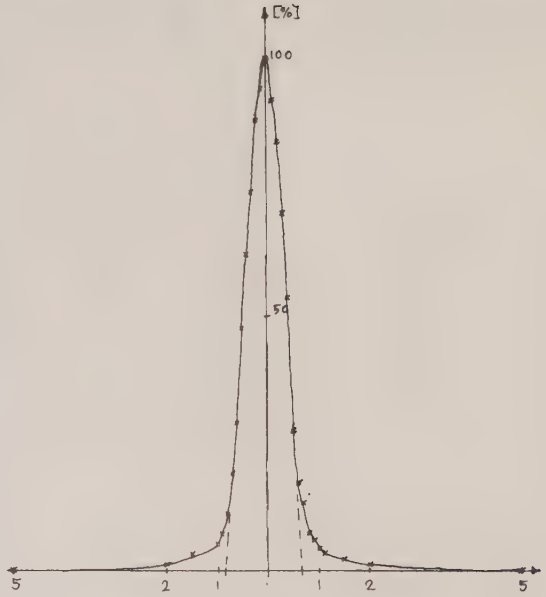
31. VIII. 67

PUNKTQUELLE ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 86 mm





LINIENQUELLE ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 44 mm — 31.VII.64

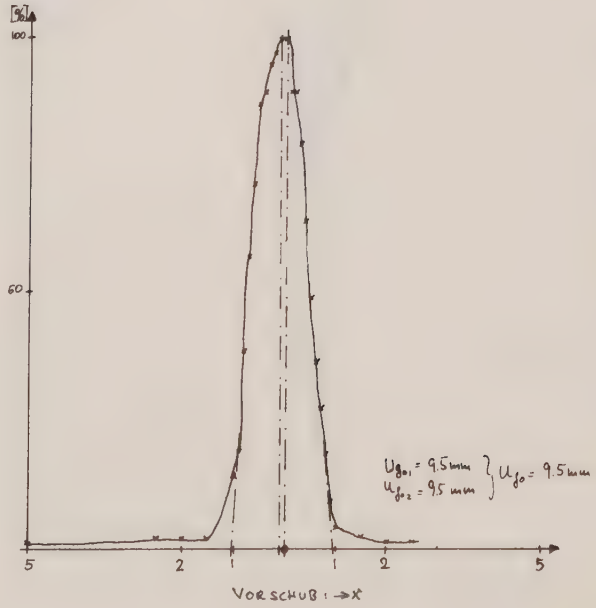


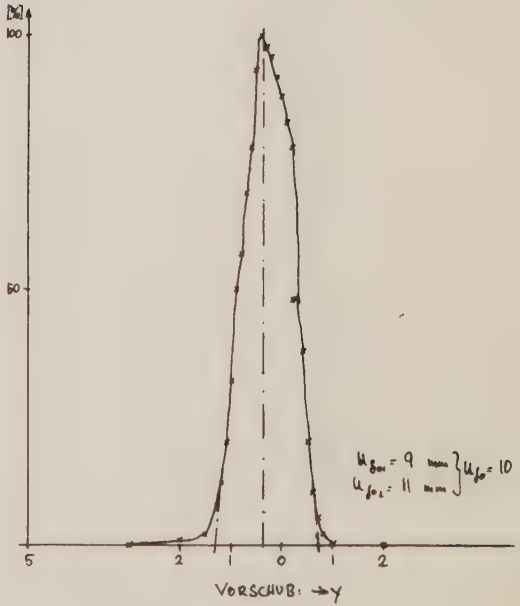
VORSCHUB: → x = QUER
U_g = 7.5 mm

VORSCHUB: → y = LÄNGS
U_g = 10 mm

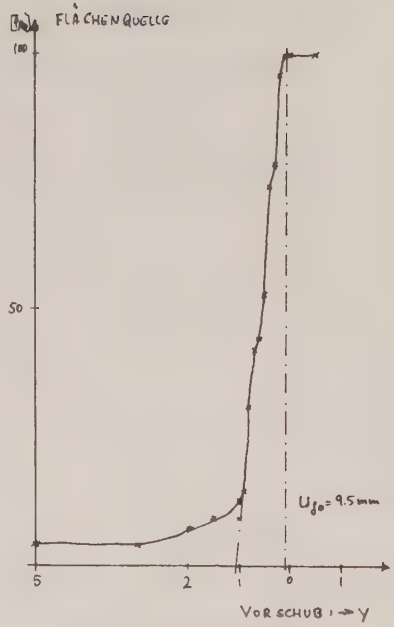
31. VIII. 67

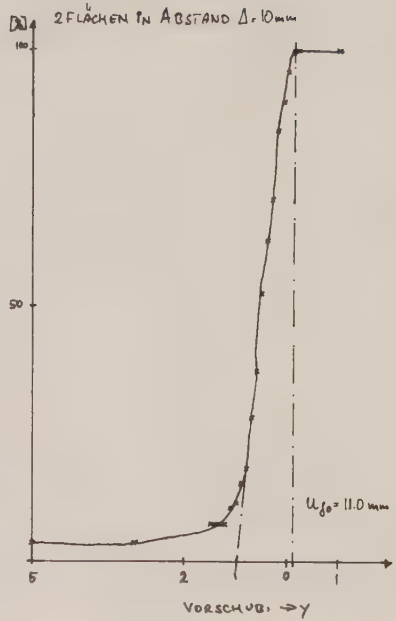
PUNKTQUELLE ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 86 mm

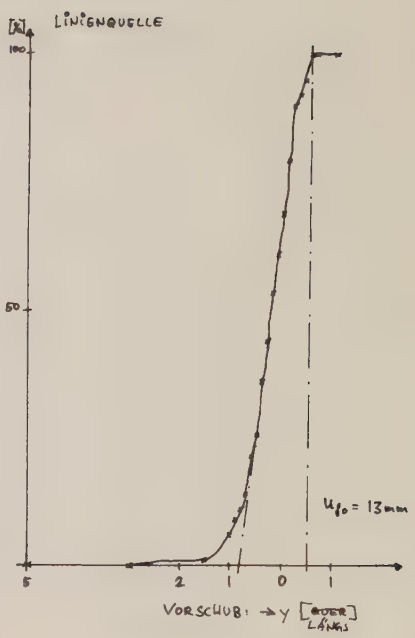


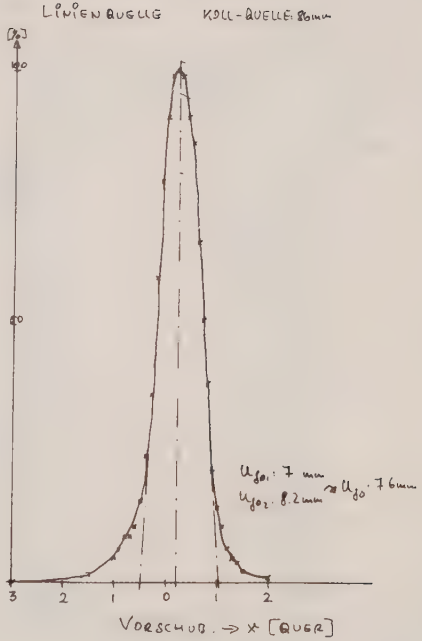


ABSTAND KOLLIMATOR-QUELLE: 86mm



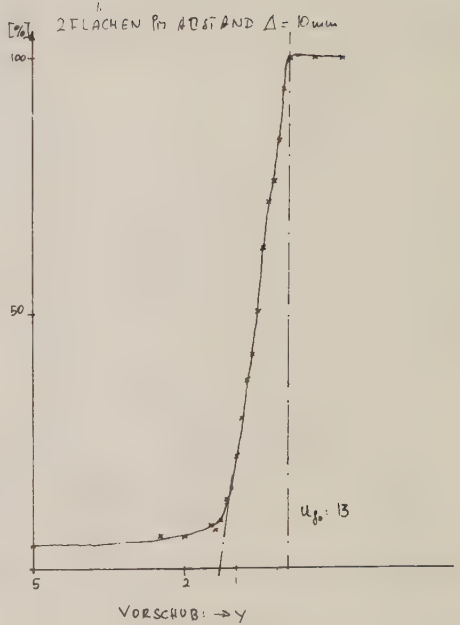




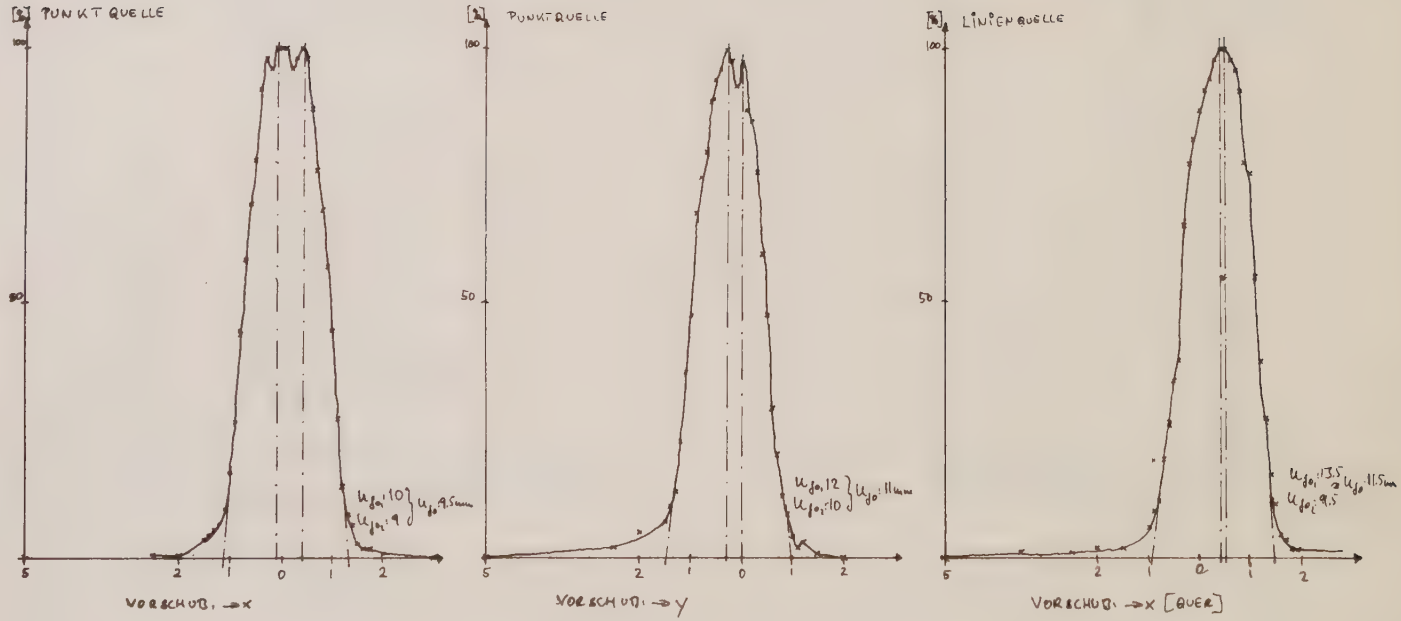

LINIENQUELLE
KOLL-QUELLE: 8mm
[%]
100
50
3
2
1
0
1
2
U_{50_1}: 7 mm
U_{50_2}: 8.2 mm
$\Rightarrow U_{50}$: 7.6mm
VORSCHUB → x [QUER]

100
50
U_{g_0}: 17.8

160
50
U_{g_0}: 13.8
5
2
1
0
1
2
VORSCHUB: → y

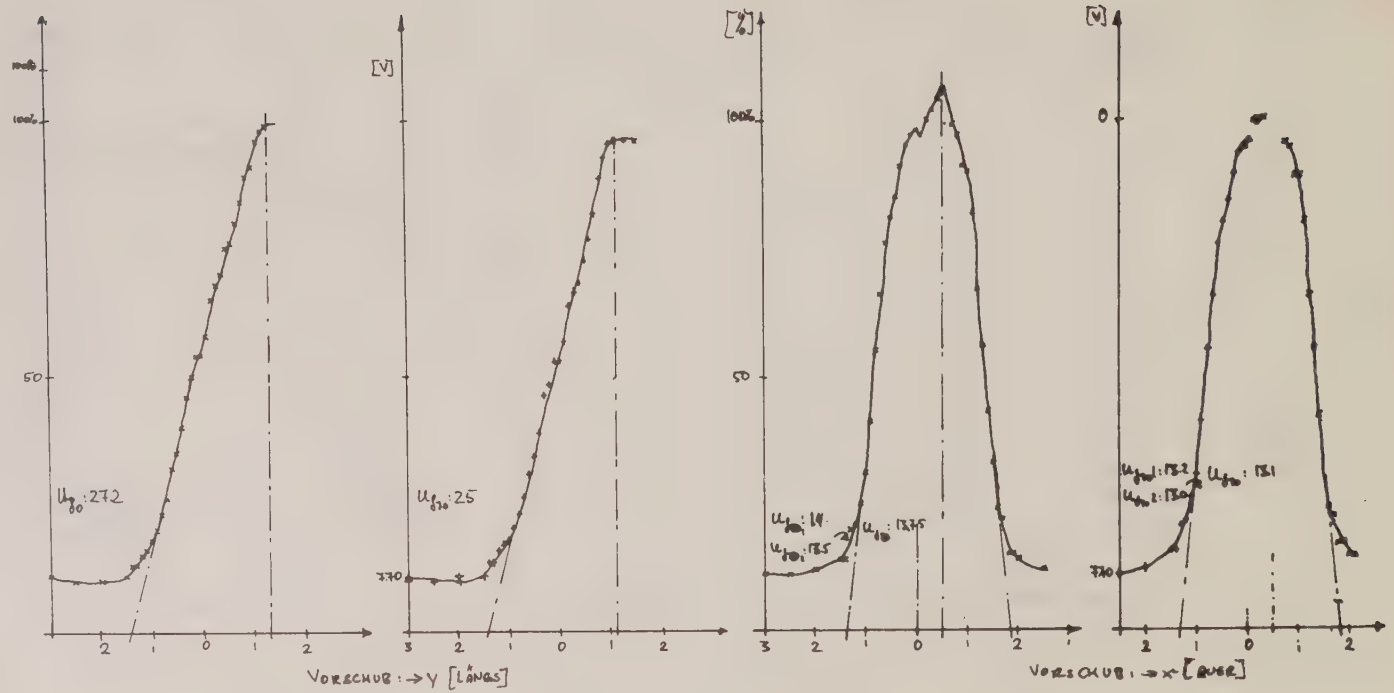

100
50
U_{g_0}: 13
5
2
1
VORSCHUB: → y

ABSTAND KOLLIMAT.-QUELLE: 66 mm



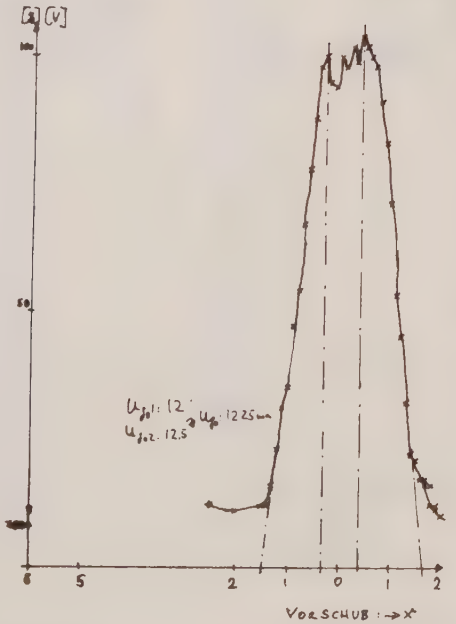
LINIENQUELLE

ABSTAND KOLLIM.– QUELLE: 46 mm

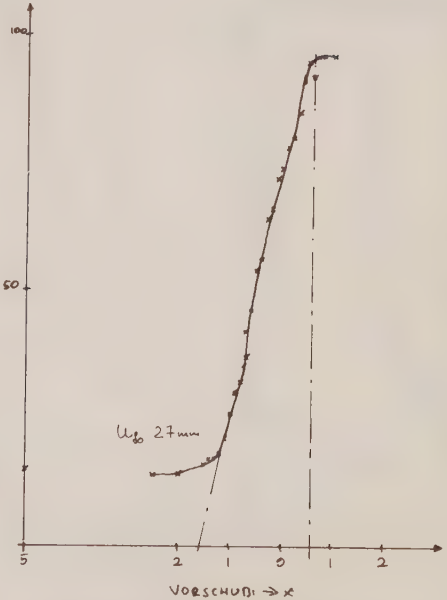


ABSTAND KOLLIM.-QUELLE: 46 mm

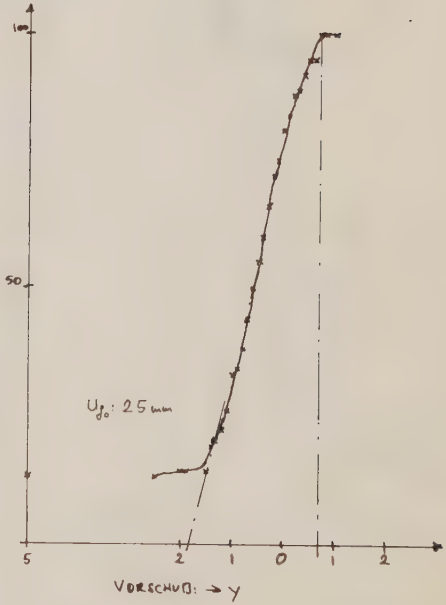
PUNKTQUELLE



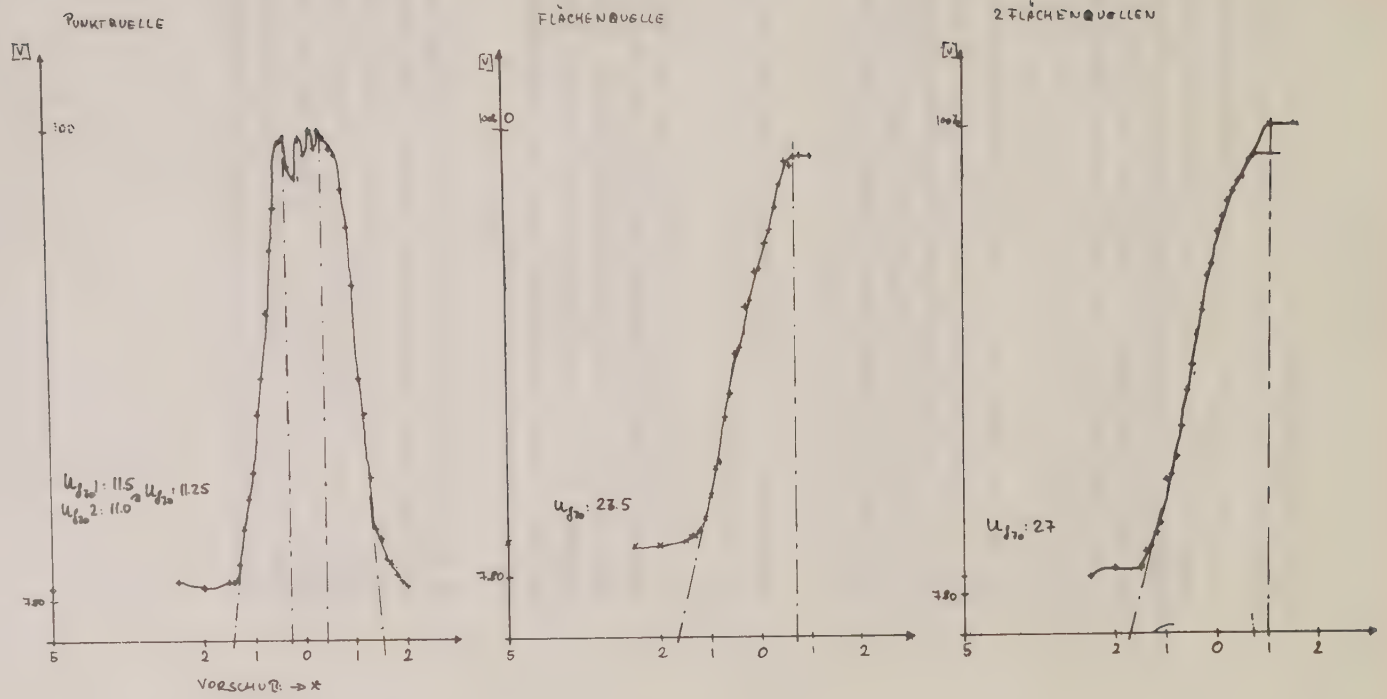
„ FLÄCHENQUELLE



2 „ FLÄCHENQUELLEN



KOLLIM. - BUGLE: 46 mm



8.0 Zusammenfassung

Im ersten Teil der vorliegenden Arbeit werden, nach einer Einführung, die in der klinischen Szintigraphie gebräuchlichen Kollimatortypen hinsichtlich ihrer Geometrie diskutiert. Es sind dies der zylindrische und konische Einkanalkollimator und der fokussierende Mehrkanalkollimator.

Es wird weiterhin auf die verschiedenen Definitionen des Auflösungsvermögens in der Literatur eingegangen, die sich von der aus der Optik bekannten Definition ableiten als .... diejenige Entfernung, aus der zwei in konstantem Abstand nebeneinanderliegende Punkte noch als einzelne erkannt werden.

Außerdem wird der Einfluß der Septendurchstrahlung auf das Auflösungsvermögen diskutiert.

Im zweiten Teil werden eigene Messungen beschrieben. Es wird durch einen Vorversuch gezeigt, daß gammastrahlende Objekte in der szintigraphischen Abbildung größer erscheinen als es ihren tatsächlichen Verhältnissen entspricht. Diese Vergrößerung kann bei Punktpräparaten mehrere hundert Prozent betragen.

Im Hauptversuch wird ein 69 - Kanal - Kollimator in bezug auf seine geometrische Unschärfe für verschiedene Präparate untersucht. Dazu wurden ein Punkt-, Linien-, Flächen- und Volumenpräparat in den Ebenen Fokus, Fokus $\pm$ 1 cm, $\pm$ 3 cm und $\pm$ 5 cm unter dem Kollimator gegen seine Achse und über diese hinaus vorgeschoben, und die jeweilige Impulsrate gegen den Vorschub in

ein Koordinatensystem aufgetragen. Aus der sich ergebenden Kurve wurde dann die jeweilige geometrische Unschärfe entnommen.

Als ideales maximales Auflösungsvermögen werden dabei 4 mm ermittelt. An Hand dieses Wertes wird gezeigt, daß die Registrierunschärfe beim heutigen Stand der Technik so gering ist, daß Verbesserungen der Registriereinrichtungen in bezug auf Vergrößerung der Abbildungsgüte sinnlos erscheinen.

Es kann gezeigt werden, daß eine echte Verbesserung des Auflösungsvermögens nur durch eine Verringerung der Septendurchstrahlung zu erreichen ist, d.h. durch Verwendung von Kollimatormaterialien höherer Dichte.

Herrn Professor Dr.med. Helmut Ernst in der Strahlenklinik des Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin danke ich für die freundlichen und wertvollen Hinweise und Ratschläge bei der Behandlung des Themas der vorliegenden Arbeit.

Den Herren
Privatdozent Dr.med. Werner Schumacher, Chefarzt der Abteilung Strahlentherapie und Nuklearmedizin im Städtischen Rudolf-Virchow-Krankenhaus und
Professor Dr.ing. Dietrich Frost, Direktor der Abteilung für Strahlungsphysik im Städtischen Rudolf-Virchow-Krankenhaus danke ich für die freundliche Unterstützung und Überlassung der Meßgeräte zur Durchführung der eigenen Versuche.

Lebenslauf

Am 13. Februar 1939 wurde ich als erster Sohn des evangelischen Pfarrers Horst Dinglinger und seiner Ehefrau Ilse, geb. Warnecke, in Flatow geboren.

Meine Schulzeit schloß ich im März 1960 mit dem Abitur am Goethe-Gymnasium in Berlin-Wilmersdorf ab.

Im Sommersemester 1960 begann ich an der Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin das Studium der Medizin und schloß es am 30. November 1966 mit dem Staatsexamen ab. Im Wintersemester 1963/64 war ich an der Ecole Nationale de Medecine et Pharmacie in Dijon in Frankreich eingeschrieben.

Die Medizinalassistentenzeit leistete ich mit je vier Monaten an der chirurgischen und geburtshilflich-gynäkologischen und drei Monaten an der strahlentherapeutischen Abteilung des Städtischen Rudolf-Virchow-Krankenhauses in Berlin-Wedding ab. Zwei Monate war ich am Gesundheitsamt in Berlin-Tiergarten, sechs Monate verbrachte ich an der Fachklinik der LVA Oldenburg-Bremen in Bad Wildungen, und sechs Monate arbeitete ich im Krankenhaus Toussaint in Berlin-Grunewald. Nach Erhalt der Approbation im Januar 1969 war ich zunächst als Assistenzarzt am Martin-Luther-Krankenhaus in Berlin-Grunewald, und zwar an der inneren Abteilung und der Abteilung für Röntgen- und Strahlentherapie. Seit dem 4. August 1969 bin ich als Assistenzarzt an der Abteilung für Strahlentherapie und Nuklearmedizin des Städtischen Rudolf-Virchow-Krankenhauses in Berlin-Wedding tätig.

Seit Februar 1969 bin ich verheiratet.